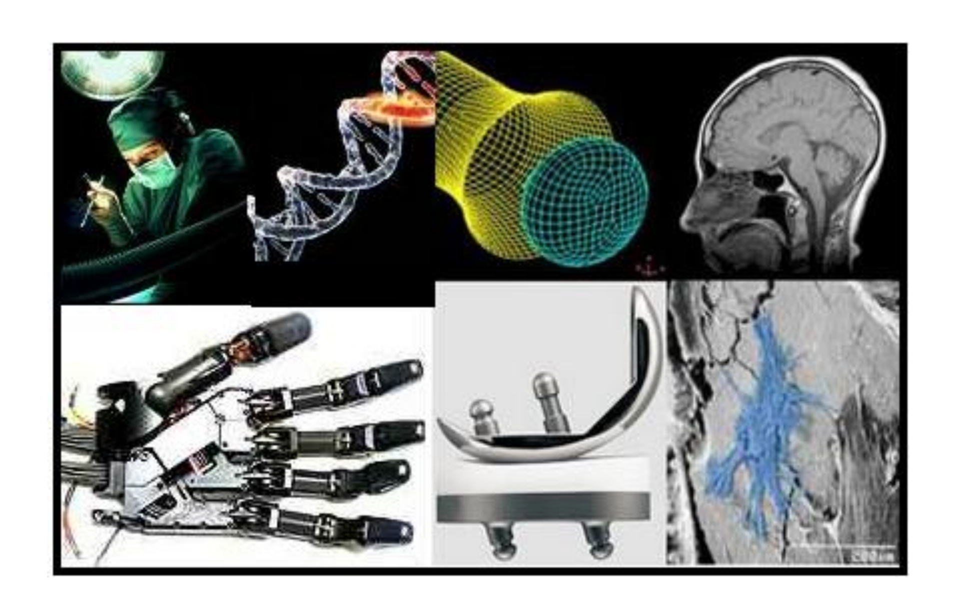
LIBRO TEXTO

INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA



UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

SECCIONAL BUCARAMANGA

2009

INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA

ALEXANDER ARIZA

DIRECTORA:
PhD SAYRA MAGNOLIA CRSITANCHO

PROYECTO DE GRADO

INGENIERIA ELECTRONICA
UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA.
SECCIONAL BUCARAMANGA
2009

Tabla de Contenido

CAPITULO 4. BIOMECANICA Y BIOMATERIALES

4.1. Biomecánica Médica

4.2. Biomecánica Deportiva

4.3. Biomecánica Cardiaca

CAPITULO 5. IMAGENOLOGIA MÉDICA

5.1. Imagenología por Resonancia Magnética

5.2. Medicina Nuclear

5.3. Rayos X

CAPITULO 8. TELEMEDICINA

8.1 Fundamentos

8.2. Redes de Telemedicina y Sistemas de Información

8.3. Estándares, Protocolos y Normas

8.4. Aplicaciones

CAPITULO 9. EQUIPOS HOSPITALARIOS

9.1. Marcapasos

9.2. Desfibrilador

1 SISTEMAS FISIOLOGICOS

1.1. SISTEMA CARDIOVASCULAR

El sistema cardiovascular es una gran autopista organizada y compuesta por miles de caminos que recorren el cuerpo humano, y gracias a ello es posible que las células realicen el intercambio necesario para que funcionen adecuadamente (nutrientes, oxígeno, dióxido de carbono, energía, etc.).
Toda esta gran red incluye tres elementos esenciales: corazón, sangre, y la gran distribución de canales de acceso, los vasos sanguíneos. En esta sección hablaremos acerca de cada uno de dichos elementos, se trataran aspectos fundamentales de su funcionamiento y demás elementos que la componen.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.1.1. El corazón

Es denominada la estación de bombeo, con un tamaño aproximado de un puño cerrado, está ubicado en una pequeña región entre la tercera y sexta costilla de la porción central de la cavidad torácica del cuerpo. Dentro del Corazón se pueden establecer tres capas**: la externa**, compuesta por una capa fibrotica denominada pericardio[1]. Esta última es una capa doble compuesta por: su parte externa, que la aísla en su funcionamiento y evita el roce con los pulmones; y su parte interna le permite deslizarse sobre la externa. **La media**, que es el miocardio o el corazón propiamente dicho, y **la interna**, denominada endocardio[2], que recubre las cavidades y les confiere la característica de ser lisas.

[1] Pericardio: peri, alrededor o encima de; cardio, corazón.
[2] Endocardio: endo, por dentro; cardio, corazón.

El corazón está dividido por una delgada pared muscular, *el septum interatrial-interventricular*, en una forma de media luna en su parte derecha y en una forma cilíndrica en su parte izquierda, figura 1, siendo cada una de estas partes una propia estación de bombeo, pero conectadas en serie. La parte izquierda del corazón conduce la sangre rica en oxígeno a través de la válvula de salida, la aorta seminular, hacia el sistema de circulación que lleva el fluido a cada célula en el cuerpo, luego retorna con bajo oxígeno y rica en dióxido de carbono a la parte derecha del corazón. La parte derecha conduce entonces esta sangre pobre en oxígeno hacia los pulmones a través de la válvula de salida pulmonaria semilunar; ya en los pulmones su contenido de dióxido de carbono es purgado y su nivel de oxígeno es restablecido, para de nuevo ser enviada a la parte izquierda del corazón y empezar el ciclo de nuevo.

Debido a la proximidad anatómica entre los pulmones y el corazón, el lado derecho del último no tiene que trabajar muy duro para llevar la sangre hacia la circulación pulmonar, por lo tanto su función es el de una bomba de baja presión comparada con el lado izquierdo el cual hace la mayor parte de su trabajo a una alta presión, para así poder conducir la sangre a los extremos más alejados del organismo.

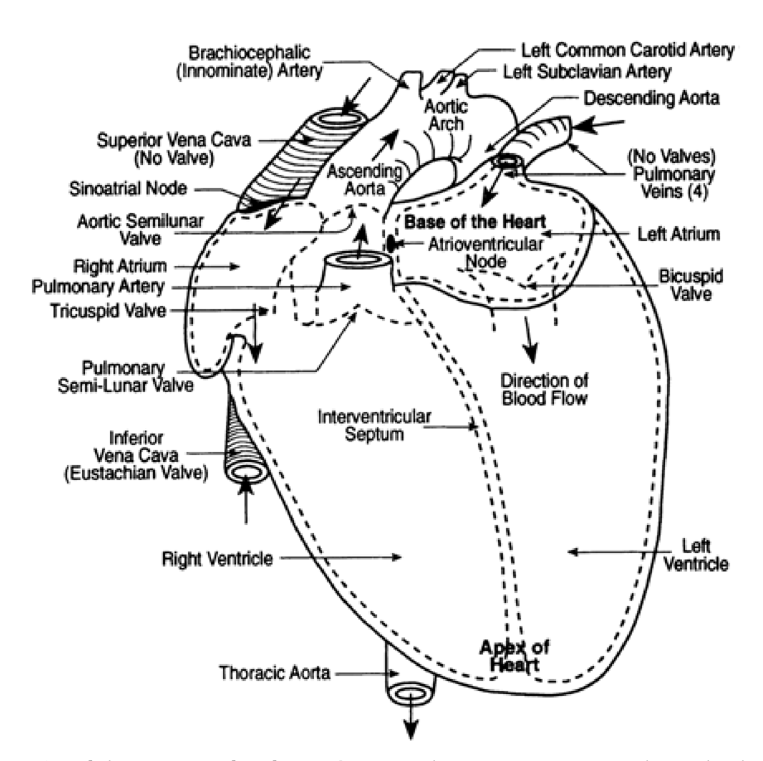


Figura 1. Vista anterior del Corazón, donde se observan las cuatro cámaras, las válvulas de entra y salida, los principales vasos sanguíneos de entrada y salida, la pared que separa la parte izquierda del corazón de la derecha, y los dos centros del ritmo cardiaco, los nodos sinoatrial y atrioventricular.

Imagen tomada de de An Outline of Cardiovascular Structure and Function, "The Biomédical Engineering Handbook", Second edition. Pag. 43

Cada parte del corazón está dividida en dos cámaras, una pequeña cámara superior o atrio (aurícula), que es separada por una válvula de un solo sentido de una cámara inferior de descarga, o ventrículo. El corazón tiene la capacidad de alojar aproximadamente el 6,5% del volumen total de sangre en un individuo típico, siendo este un valor nominal ya que el corazón alternadamente se llena y se expande, y se vacía y contrae, a medida que genera una salida cardiaca.
Durante los 480ms de la fase de llenado o diástole, del promedio de 750 ms que dura el ciclo cardiaco completo, las válvulas de entrada de los dos ventrículos están abiertas, y las válvulas de salida están cerradas, el corazón se expande entonces a su volumen diastólico (EDV), que está en el orden de los 140 ml de sangre para el ventrículo izquierdo. Durante los siguientes 270 ms de su fase de vaciado o sístole, las válvulas de entrada son forzadas por una contracción de músculo cardiaco inducido eléctricamente a cerrarse, mientras el corazón se contrae a su volumen sistólico(ESV), el cual es típicamente del orden de los 70 ml de sangre para el ventrículo izquierdo. Entonces, los ventrículos normalmente se vacían hasta la mitad de su contenido con cada latido del corazón, lo que queda es llamado volumen de reserva cardiaca.

Más en general, la diferencia entre el EDV y ESV, es llamada volumen de golpe (stroke volumen, SV) siendo este el volumen de sangre expulsada del corazón durante cada intervalo sistólico, y el ratio de SV a EDV es llamado fracción de eyección cardiaca o ratio de eyección. Si el SV es multiplicado por el numero de intervalos sistólicos por minuto o del corazón (Hearth rate, HR) se obtiene el total de la salida cardiaca (Cardiac output, CO).

$$CO = HR\ x\ (EDV - ESV) \quad (1.1)$$

Dawson[3] sugirió que la salida cardiaca (en mililitros por minuto) es proporcional al peso W (en kilogramos) de un individuo de acuerdo a la ecuación

$$CO - 224W^{3/4} \quad (1.2)$$

Y que la razón del corazón "normal" obedece muy de cerca a la relación

$$HR = 229W^{-1/4} \quad (1.3)$$

[3] **Dawson, Thomas. H.** (1991). *Engineering Design of the Cardiovascular System of Mammals.* Prentice Hall Biophysics and Bioengineering Series (ed. A. Noordergraaf). Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall.

Para un individuo "normal" (volumen de sangre, 5200ml), con una vida de aproximadamente 75 años, su corazón habrá latido 3.1536 billones de veces, bombeando un total de 0.2107 billones de litros. [1]

1.1.2. La sangre

Constituye aproximadamente un 8 ± 1% del total peso del cuerpo, unos 5200 ml. es una compleja conjunción de elementos, las células de la sangre o hematocitos, albergados en un fluido llamado plasma. El plasma es un fluido que normalmente es entre tres y seis veces más viscoso que el agua. Los hematocitos (Figura 2), incluyen tres tipos básicos de células: glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. [2]

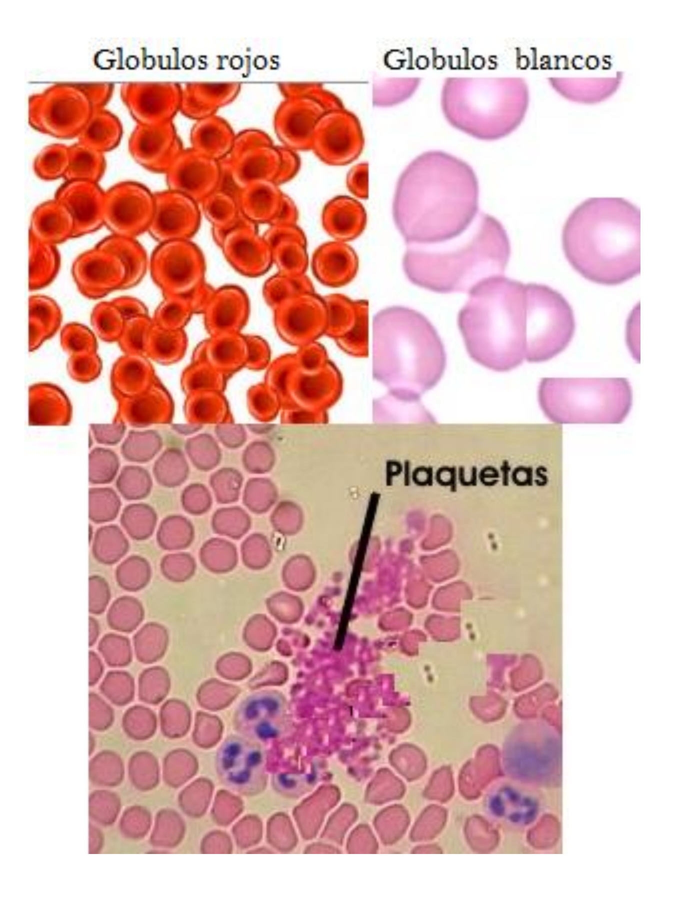


Figura 2. Glóbulos rojos, Glóbulos blancos y plaquetas
Imagen tomada y modificada de
http://www3.unileon.es/personal/wwdbvmgg/practicasconsusfotos/practicas1y2/fotosacomprimirpracticas1y2/plaquetas1.jpg, http://lomalindahealth.org/health-library/centro-de-embarazo/38/000221.htm

1.1.2.1 *Glóbulos rojos, hematíes o eritrocitos*

Constituyen el 96% de La sangre. En los mamíferos, estos corpúsculos carecen de núcleo y orgánulos, por lo cual no son células estrictamente hablando. Contienen la hemoglobina de la sangre y son los encargados de distribuir los gases de la sangre principalmente oxígeno, pero también transportan productos residuales como el dióxido de carbono, la mayoría del cual se encuentra disuelto en el plasma sanguíneo. El transporte de oxígeno se realiza desde los pulmones al resto del cuerpo mediante la hemoglobina. En los glóbulos rojos están las proteínas que definen a los distintos grupos sanguíneos. Su valor normal (conteo) está entre 4300000 y 5900000 por mm^3 (ó microlitro).
Los eritrocitos carecen de núcleo, porque cuando un glóbulo rojo madura, expulsa su núcleo en la médula ósea antes de entrar en el torrente sanguíneo (esto no ocurre en aves, anfibios y ciertos animales). Los eritrocitos en humanos adultos se forman en la médula ósea. La hemoglobina encerrada exclusivamente en los glóbulos rojos es una proteína que contiene el grupo "hemo" (formado por moléculas de hierro que enlazan el oxígeno en los pulmones o en los bronquios y la liberan por el resto del cuerpo). Los niveles normales de hemoglobina están entre los 12,5 y 17 gramos por litro y es proporcional al número de hematíes. Constituye el 90% de los eritrocitos y es la que les proporciona su color característico, rojo, aunque esto sólo se da cuando el glóbulo rojo está cargado de oxígeno. Cuando un eritrocito esté cargado de dióxido de carbono, será azul. Tras una vida media de 120 días, los glóbulos rojos son destruidos y extraídos de la sangre por el bazo, el hígado y la médula, donde la hemoglobina se desintegra. Sin embargo, el hierro es reutilizado para formar nueva hemoglobina. [3]

1.1.2.2 Glóbulos blancos o leucocitos

Forman parte del sistema inmunológico; son los encargados de destruir los agentes infecciosos. Su valor normal está entre 3500 y 11000 por mm^3 (o microlitro). Tienen como función principal defender al organismo contra las infecciones. Según su citoplasma y su núcleo se dividen en *granulocitos (neutrófilos, basófilos y eosinófilos)*, figura 3, con núcleo redondeado y numerosos gránulos en su citoplasma, formados en las células madres de la médula ósea, y *Agranulocitos (monocitos y linfocitos)*, figura 4, formados también en la médula ósea y en el timo.

Granulocitos

Neutrófilos: Valor normal entre 2000 y 7500 por mm^3. Son los más numerosos, ocupando un 65% a 75% de los leucocitos. Se encargan de atacar y fagocitar sustancias extrañas (bacterias, agentes externos, etc.) que entran en el organismo. En situaciones de infección o inflamación su número aumenta en la sangre. *Basófilos:* Segregan sustancias como la heparina, de propiedades anticoagulantes, y la histamina que estimula el proceso de la

inflamación. Componen un 0.5% de los glóbulos blancos. *Eosinófilos:* Aumentan en enfermedades producidas por parásitos, en las alergias y en el asma. Son aproximadamente 2% a 5% de los leucocitos. [4]

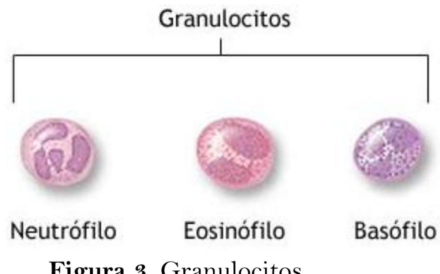


Figura 3. Granulocitos

Imagen tomada de http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/images/ency/fullsize/9355.jpg

Agranulocitos

Monocitos: Valor normal entre 200 y 800 por mm^3 (3% a 8% del total de glóbulos blancos). Esta cifra se eleva casi siempre por infecciones originadas por virus o parásitos. También en algunos tumores o leucemias. Son células con núcleo definido y con forma de riñón. *Linfocitos:* Valor normal entre 1000 y 4500 por mm^3 (3% a 8% del total de glóbulos blancos). Aumentan sobre todo en infecciones por virus o parásitos, aunque también por algunos tumores o leucemias. [4]



Figura 4. Agranulocitos

Imagen tomada de http://personales.ya.com/geopal/g b_1bach/ejercicios/imágenes/celula/sangblaagr.gif

1.1.2.3 Plaquetas

Las plaquetas, figura 5, son fragmentos celulares pequeños, ovales y sin núcleo. Se producen en la médula ósea. Aumentan cuando se produce una hemorragia aguda, una enfermedad o en caso de patología de la sangre. Disminuyen en casos de infecciones muy

graves, con una actividad excesiva en el bazo (cuya función es ayudar en la defensa contra las infecciones). Siendo las responsables de la cicatrización de las heridas (coagulación), cierran los vasos sanguíneos cuando se produce una herida, formando un coágulo en el lugar de la lesión encerrando glóbulos rojos en una red, lo cual ayuda a su cicatrización. [5]

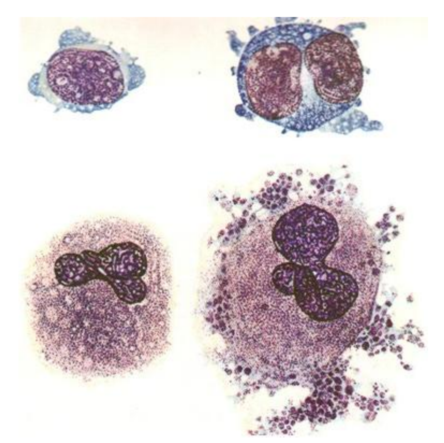


Figura 5. Plaquetas

Imagen tomada de
http://www.portalesmédicos.com/diccionario_médico/images/Megacariocitos_plaquetas.jpg

1.1.2.4 Plasma sanguíneo

Es esencialmente una solución acuosa salina (91% agua por peso, 94.8% de agua por volumen), 4% proteínas, y algunos rastros de otros materiales (hormonas, electrólitos, anticuerpos, etc.). Es la porción líquida de la sangre en la que están inmersos los elementos formes. Además de transportar las células de la sangre, también lleva los alimentos y las sustancias de desecho recogidas de las células.
El plasma es una mezcla de proteínas, de las cuales hay cuatro tipos mayores: *fibrógeno* (para la coagulación), *globulinas* (regulan el contenido del agua en la célula, forman anticuerpos contra enfermedades infecciosas), *albúminas* (ejercen presión osmótica para distribuir el agua entre el plasma y los líquidos del cuerpo) y *lipoproteínas* (amortiguan los cambios de pH de la sangre y de las células y hacen que la sangre sea más viscosa que el agua). Además contiene aminoácidos, glúcidos, lípidos, sales, hormonas, enzimas, anticuerpos, urea, gases en disolución y sustancias inorgánicas como sodio, potasio, cloruro de calcio, carbonato y bicarbonato, además de otros elementos de menor

relevancia (tabla 1). Los componentes del plasma se forman en el hígado (albúmina y fibrógeno), las glándulas endocrinas (hormonas), y otros en el intestino. Si a la sangre se le removieran todos los hematocitos y la proteína fibrógeno, se dejaría un fluido claro llamado serum. [6]

Constituent	Concentration Range (mg/dl plasma)	Typical Plasma Value (mg/dl)	Molecular Weight Range	Typical Value	Typical size (nm)
Total protein, 7% by weight	6400–8300	7245	21,000–1,200,000	—	—
Albumin (56% TP)	2800–5600	4057	66,500–69,000	69,000	15 × 4
α_1-*Globulin* (5.5% TP)	300–600	400	21,000–435,000	60,000	5–12
α_2-*Globulin* (7.5% TP)	400–900	542	100,000–725,000	200,000	50–500
β-*Globulin* (13% TP)	500–1230	942	90,000–1,200,000	100,000	18–50
γ-*Globulin* (12% TP)	500–1800	869	150,000–196,000	150,000	23 × 4
Fibrinogen (4% TP)	150–470	290	330,000–450,000	390,000	(50–60) × (3–8)
Other (2% TP)	70–210	145	70,000–1,000,000	200,000	(15–25) × (2–6)
Inorganic ash, 0.95% by weight	930–1140	983	20–100	—	— (Radius)
Sodium	300–340	325	—	22.98977	0.102 (Na^+)
Potassium	13–21	17	—	39.09800	0.138 (K^+)
Calcium	8.4–11.0	10	—	40.08000	0.099 (Ca^{2+})
Magnesium	1.5–3.0	2	—	24,30500	0.072 (Mg^{2+})
Chloride	336–390	369	—	35.45300	0.181 (Cl^-)
Bicarbonate	110–240	175	—	61.01710	0.163 (HCO_3^-)
Phosphate	2.7–4.5	3.6	—	95.97926	0.210 (HPO_4^{2-})
Sulfate	0.5–1.5	1.0	—	96.05760	0.230 (SO_4^{2-})
Other	0–100	80.4	20–100	—	0.1–0.3
Lipids (fats), 0.80% by weight	541–1000	828	44,000–3,200,000	= Lipoproteins	Up to 200 or more
Cholesterol (34% TL)	12–105 "free" 72–259 esterified, 84–364 "total"	59 224 283	386.67	Contained mostly in intermediate to LDL β-lipoproteins; higher in women	

Phospholipid (35% TL)	150–331	292	690–1010	Contained mainly in HDL to VHDL α_1-lipoproteins	
Triglyceride (26% TL)	65–240	215	400–1370	Contained mainly in VLDL α_2-lipoproteins and chylomicrons	
Other (5% TL)	0–80	38	280–1500	Fat-soluble vitamins, prostaglandins, fatty acids	
Extractives, 0.25% by weight	200–500	259	—	—	—
Glucose	60–120, fasting	90	—	180.1572	0.86 D
Urea	20–30	25	—	60.0554	0.36 D
Carbohydrate	60–105	83	180.16–342.3	—	0.74–0.108 D
Other	11–111	61	—	—	—

Tabla 1 Constitución del plasma sanguíneo

Tabla tomada de de An Outline of Cardiovascular Structure and Function, "The biomedical Engineering Handbook", Second edition. Pag. 41.

1.1.3. Los vasos sanguíneos

El sistema vascular es dividido por una red capilar microscópica, en arterias y venas, figura 6. Las arterias son tubos viscoelasticos de altas presiones y poseen paredes gruesas, además son las que llevan la sangre desde el corazón. Las venas son conductos elásticos más delgados de baja presión, que llevan la sangre hacia el corazón. Con la única diferencia de espesor, tanto las arterias como las venas, están compuestas de las mismas capas. De interior a exterior estas capas son: *la túnica íntima, túnica media, y la túnica adventicia.*

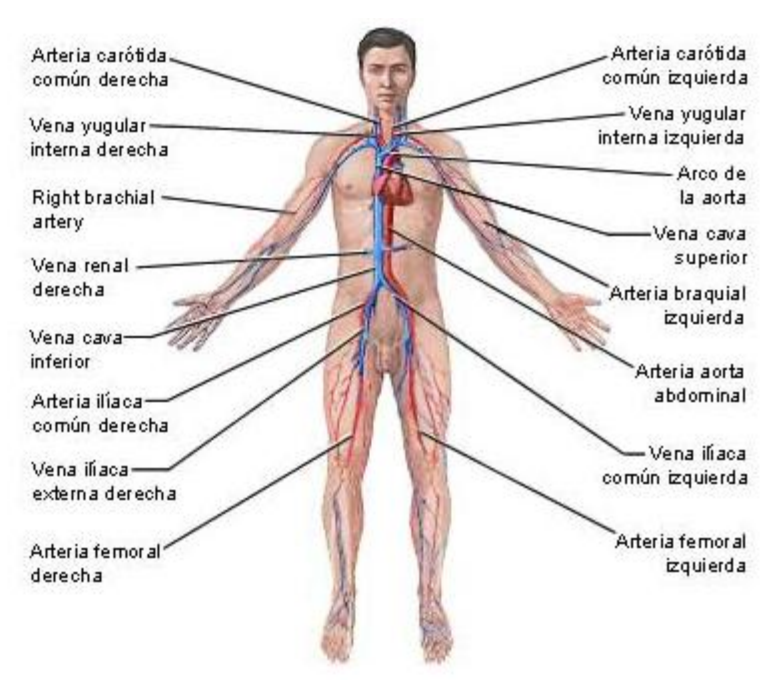


Figura 6. Sistema arterial y Sistema venoso

Imagen tomada de http://www.shands.org/health/graphics/images/es/8747.jpg

Grandes vasos sanguíneos como la aorta, la arteria pulmonar y las venas pulmonares entre otros, tienen paredes tan gruesas que requieren una red separada de pequeños vasos sanguíneos, *los vasa vasorum*, para poder llegar al mismo tejido vascular.
La función de los vasos sanguíneos está relacionado directamente con su estructura, por ejemplo las paredes gruesas de las arterias están diseñados para soportar las presiones sanguíneas de las pulsaciones, y los vasos conductores solo operan bajo presiones sanguíneas más estables pero deben ser lo suficientemente delgadas para penetrar y atravesar los órganos sin afectar indebidamente la integridad anatómica de su propia masa.
En general las arterias son más elásticas y resistentes para soportar la presión de la sangre que es bombeada desde el corazón. La circulación en las venas es más rápida que en las arterias. [7]

1.1.4. Control Cardiovascular

El flujo de la sangre a través de los órganos y tejidos siempre se realiza de acuerdo a las necesidades metabólicas, ya sea para ser oxigenada (circulación pulmonar), llenada de nutrientes, dializada (circulación renal), enfriada (circulación cutánea), y así sucesivamente. Sin embargo no se puede pensar que el sistema de transporte fisiológico funciona de la manera "todo a todas las células todo el tiempo", especialmente cuando los recursos son escasos o que el tiempo es un factor. Por lo tanto la distribución de la sangre es priorizada de acuerdo a los siguientes parámetros:

1. ¿Qué tan esencial para el mantenimiento de vida es la región intervenida? Por ejemplo es posible vivir sin una pierna o brazo, pero no es posible sin cerebro, un corazón.
2. ¿Qué tan esencial es la región intervenida en permitir al cuerpo reaccionar ante una situación que amenace la vida?
3. ¿Qué tan bien la región puede funcionar y sobrevivir con un decremento considerado del flujo de sangre?

Entonces dentro de este esquema de priorización, la función del control cardiovascular se logra por mecanismos que están basados en ya sea atributos fisicoquímicos propios de los tejidos y órganos, control intrínseco, o los efectos en los tejidos cardiovasculares de otros sistemas en el cuerpo, control extrínseco.
En adición a la priorización y control en la distribución de la sangre, la regulación fisiológica de las funciones cardiovasculares está dirigida hacia otras cuatro variables: gasto cardiaco, presión arterial, volumen y composición de la sangre. El *Control de la*

presión sanguínea: es logrado principalmente ajustando en el nivel arterial la resistencia al flujo descendiente del cuerpo, el incremento de la resistencia lleva a un aumento en la presión arterial, y viceversa. Este efecto es cuantificado convenientemente por la función de fluido-dinámico analógica a la ley de Ohm, E= IR en teoría electromagnética, siendo la caída de voltaje E siendo compara con la caída de presión ΔP, la corriente eléctrica I corresponde al flujo, salida cardiaca (CO), y la resistencia eléctrica R es asociada con su análoga vascular, la resistencia periferal (PR). Entonces se puede escribir

$$\Delta P = (CO)(PR)$$

Regularmente, la resistencia sistemática periferal va de 15 a 20 mmHg/litro/min de flujo, pero puede incrementar significativamente bajo la influencia del centro vasomotor localizado en la medula del cerebro, el cual controla el tono muscular arteriolar.
El Control del volumen de la sangre es logrado principalmente a través de la función excretoria de los riñones.
La Composición de la sangre es mantenida principalmente a través de las hormonas y enzimas endocrinas que mejoran o reprimen vías bioquímicas específicas. En la búsqueda de la homeostasis y estabilidad en el cuerpo, virtualmente nada es dejado al azar, y cada extremo final de estas vías puede ser alcanzado a través de un número de medios alternativos. En un sentido más amplio, como el organismo se esfuerza por mantener vida, coordina una amplia variedad de funciones diferentes centradas en la habilidad de desempeñar el papel del sistema cardiovascular de transporte de masa, energía, e impulsos. [8]

1.1.5. Resumen de subcapítulo

El sistema cardiovascular tiene por función originar y mantener la circulación sanguínea. Está integrado por un órgano central, el corazón, que actúa como una bomba y es el encargado de crear el impulso necesario para que la sangre, a través de un sistema adecuado de distribución, irrigue los tejidos. Además está dividido en dos, en el corazón derecho y el izquierdo, los cuales funcionan simultáneamente y se encuentran conectados a dos sistemas distintos de distribución. La sangre está compuesta por diferentes elementos, glóbulos blancos o leucocitos, glóbulos rojos o eritrocitos y las plaquetas, contenidos en un fluido especial, llamado plasma sanguíneo. El sistema de distribución está constituido por los vasos sanguíneos, venas y arterias, las primeras llevan la sangre no oxigenada hacia el corazón, mientras que las arterias son aquellas que llevan la sangre oxigenada al resto del cuerpo. El sistema de control del sistema cardiovascular es un complejo proceso, puesto que este no funciona enviando sangre y nutrientes a todo el cuerpo en todo momento, por lo que el cuerpo posee ciertos parámetros para priorizar a qué lugar enviar sangre

oxigenada, en qué momento transportar sangre con nutrientes, y así mantener un buen funcionamiento del sistema. Además este sistema mantiene el control de tres parámetros también de gran importancia el control de la presión sanguínea, el control del volumen de la sangre y la composición de la sangre.

REFERENCIAS

[1] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 42-44.

[2] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 39.

[3] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 39,45.

[4] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 41-42.
http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/peds_cardiac_sp/online.cfm

[5] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 42.

[6] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 42.

[7] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 44-47.

[8] Schneck, D. J. "An Outline of Cardiovascular Structure and Function." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino

Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 47-49.

1.2. SISTEMA GASTROINTESTINAL

La finalidad del sistema gastrointestinal es la digestión de los alimentos, agua y su correspondiente absorción. La comida digerida es movida a través del canal alimentario a un apropiado ritmo que permita su absorción, almacenamiento y por ultimo su expulsión.
Para hacer eso, el sistema gastrointestinal tiene un sistema complejo de regulación: nervioso (inervación simpática y parasimpática), nervioso autónomo (neuronas colinérgicas y adrenérgicas). Como es de gran importancia, su estudio hoy en día es habitual, se realizan pruebas como el EGG, para poder identificar patologías con respecto a dicho sistema. En el siguiente subcapítulo se expondrán todos los aspectos relevantes del sistema al igual que los elementos que lo componen (estomago, intestino delgado, y el colon), además se trataran dos de los términos más relevantes como son ECA y ERA.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.2.1. Oscilaciones eléctricas gastrointestinales

La motilidad gastrointestinal se rige por sistemas de control tanto miogenico, como neuronales y químicos (Figura 7). El sistema de control miogenico se manifiesta por periódicas despolarizaciones de las células musculares lisas, las cuales constituyen oscilaciones eléctricas autónomas llamadas control de la actividad eléctrica (*Electrical Control Activity*, *ECA*) u ondas lentas. Los patrones de contracción en el estómago, intestino delgado y colon son dictados en gran medida por este sistema de control.

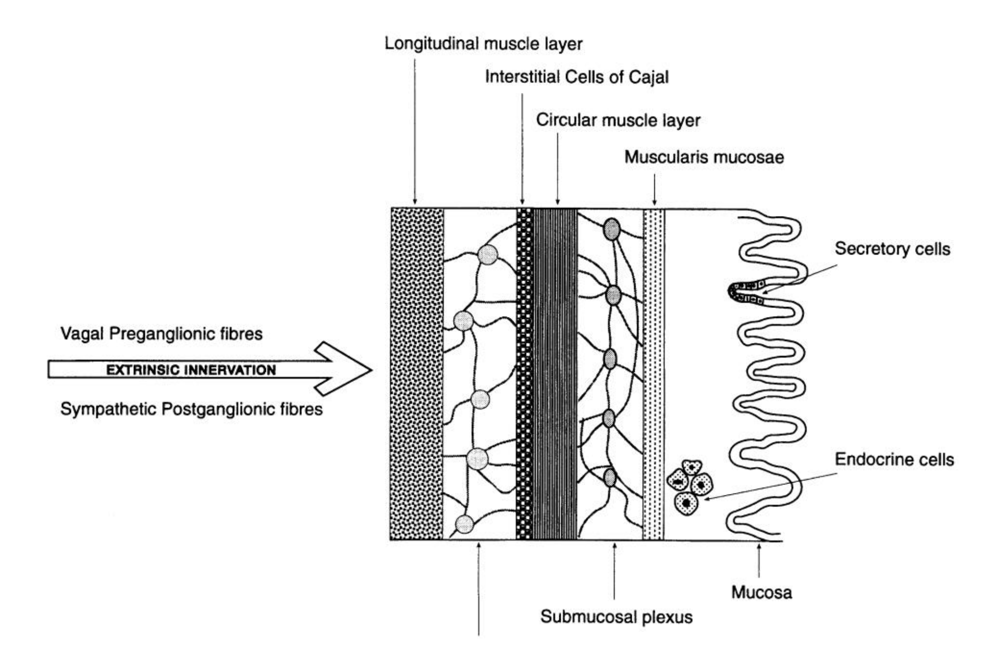


Figura 7. Las capas de la pared gastrointestinal

Imagen tomada de "The Gastrointestinal System." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Pag 98

La ECA controla la excitabilidad contráctil de las células lisas del músculo, ya que las células se contraen solo cuando la despolarización del voltaje en la membrana excede un umbral de excitación. La amplitud normal de la despolarización de la ECA no excede este umbral, excepto cuando se presenta una excitación neuronal o química. El sistema miogenico afecta la frecuencia, dirección y velocidad de las contracciones. Además afecta la coordinación o falta de ésta entre segmentos adyacentes de la pared gastrointestinal.

En la parte distal del estómago, intestino delgado y colon, hay ráfagas intermitentes de rápidas oscilaciones eléctricas, llamadas actividad de respuesta eléctrica (*electrical response activity*, *ERA*). La ERA se produce durante la meseta de despolarización de la ECA si un estímulo colinérgico está presente, y es asociada con contracciones musculares (Figura 8). Por lo tanto, sistemas de control neuronal y químico determinan si las contracciones ocurrirán o no, pero cuando las contracciones están ya ocurriendo, el sistema de control miogenico determina los patrones espaciales y temporales de éstas.

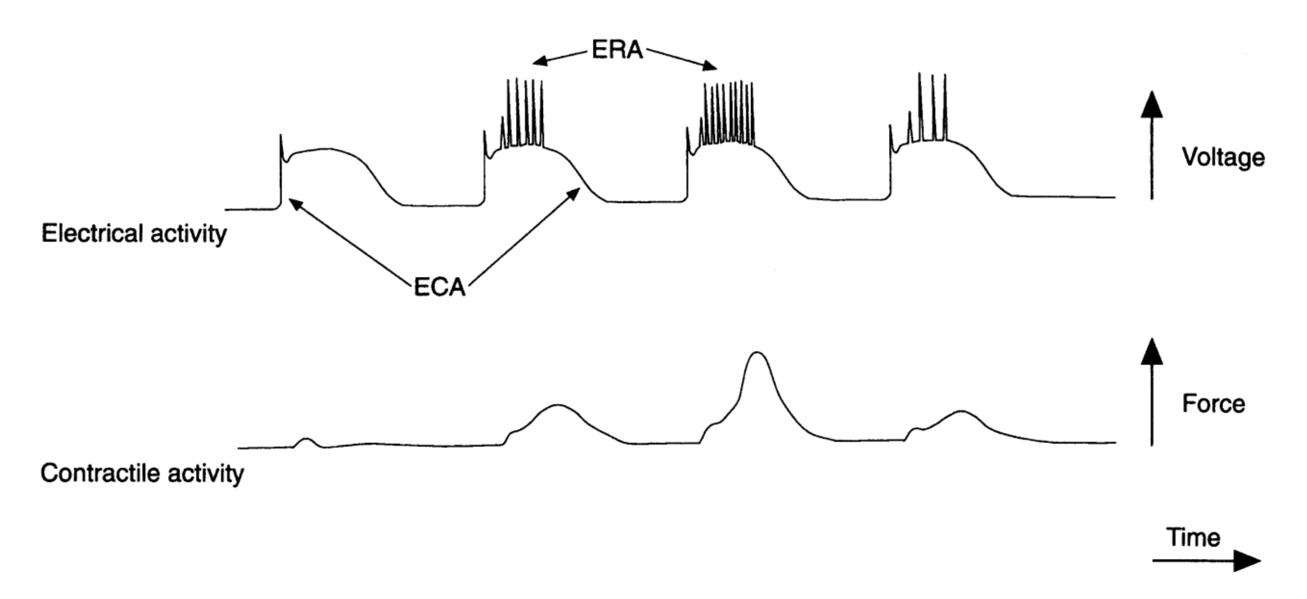


Figura 8. Relación entre ECA, ERA y las contraacciones musculares. La ERA ocurre fase despolarizada de la ECA. Las contraacciones musculares están asociadas con la ERA, y su amplitud depende de la frecuencia de respuesta de potenciales de respuesta durante un pico de la ERA.

Imagen tomada de "The Gastrointestinal System." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Pag 99

También hay un patrón cíclico de la propagación distal de la ERA que aparece en el intestino delgado durante el estado de ayuno llamado Complejo de Migración de la Motilidad (*Migrating Motility Complex, MMC*). Este patrón consiste de cuatro fases:

- Fase I: tiene poco o ninguna ERA.
- Fase II: se compone de ráfagas irregulares de ERA.
- Fase III: consiste en ráfagas intensas repetitivas de ERA donde hay una ráfaga de ERA en cada ciclo ECA.
- Fase IV: se compone de ráfagas irregulares de ERA pero suelen ser mucho más cortas que en la fase II y puede no estar siempre presente.

El inicio y la propagación del MMC es controlado por neuronas colinérgicas en la pared intestinal (Figura 8), y puede ser modulada por las entradas de nervios extrínsecos de hormonas que circulan El MMC mantiene limpio el intestino delgado de los residuos de alimentos, y desechos. [1]

1.2.2. El estómago

El estómago (figura 9) es un saco hueco y elástico con forma de J, siendo la parte más ancha del tubo digestivo. Su superficie externa es lisa, mientras que la interna presenta numerosos pliegues que favorecen la mezcla de los alimentos con los jugos digestivos. En

este lugar las sustancias alimenticias permanecen almacenadas durante un tiempo antes de pasar al intestino en un estado de digestión avanzado. Se encuentra compuesto por una región cardíaca, que limita con el esófago mediante un esfínter llamado *cardias*; una región media, llamada cuerpo o antro, y una región pilórica que comunica con el intestino a través del esfínter pilórico. El estómago es musculoso, por lo que gracias a sus contracciones se completa la acción digestiva mecánica. Se sitúa en la zona superior de la cavidad abdominal, ubicado en su mayor parte a la izquierda de la línea media. La gran cúpula del estómago, llamada fundus, descansa bajo la bóveda izquierda del diafragma. El esófago penetra por la zona superior, o curvatura menor, a poca distancia debajo del *fundus.* La región inmediata por debajo del fundus se denomina *cuerpo.* La porción inferior, o pilórica, se incurva hacia abajo, hacia adelante y hacia la derecha, y está formada por el *antro y el conducto pilórico.* Este último se continúa con la parte superior del intestino delgado, que es el duodeno.

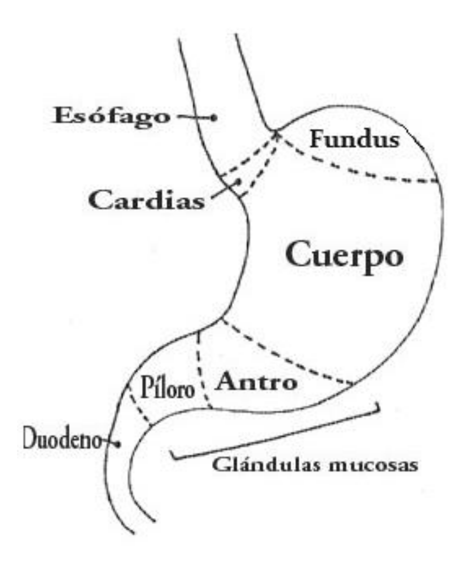


Figura 9. El estomago

Imagen tomada de http://medlineplus.gov/

Su función es la de recibir el alimento, almacenarlo, ejercer la función digestiva, enviarlo al duodeno y posteriormente a los intestinos. El estómago ayudado por unas enzimas llamadas pepsina y lipasa, que son secretadas por las células que recubren el estómago, continúa con el proceso digestivo iniciado por la saliva. De forma sencilla se puede decir que el estómago es el encargado de convertir los alimentos en una especie de papilla, este proceso dura por lo menos tres horas. Por ejemplo, las proteínas se han simplificado en aminoácidos, el almidón en glucosa y las grasas en ácidos grasos y glicerina. Estos

compuestos más sencillos y de tamaño pequeño ya son capaces de atravesar la pared intestinal e incorporarse a la sangre mediante las vellosidades intestinales. La superficie externa del estómago es lisa, mientras que la interna presenta numerosos pliegues que favorecen la mezcla de los alimentos con los jugos digestivos. [2]

1.2.3. El intestino Delgado

El intestino delgado, figura 10, es un tubo delgado y alargado de aproximadamente 6 metros de largo que se inicia en el orificio pilórico en la parte final del estomago y termina en la unión ileocecal, donde se inicia el intestino grueso. Consiste de tres secciones: el duodeno, el yeyuno y el íleon. La pared de intestino está formada de tres capas, la primera es la *muscularis mucosa* que integra la superficie exterior y separa la mucosa de la submucosa; la segunda capa es la *lámina*, que es la capa intermedia y está constituida por tejido conectivo. Esta capa contiene vasos sanguíneos, vasos linfáticos, nervios, tejido muscular liso, tejido conectivo y glóbulos blancos. La tercera capa se encuentra en el interior o lumen del intestino delgado, es una capa continua de células epiteliales (células que forman una superficie). En las células epiteliales del intestino se localiza el *vello intestinal* que son extensiones de aproximadamente 0.5-1.5 mm, cuya función es incrementar el área de la superficie de contacto y por lo tanto, aumentar la superficie de absorción. Estas vellosidades son más anchas en el duodeno que en el resto del intestino. La presencia del vello es primordial para la función óptima del intestino delgado. La superficie de absorción se hace aún más grande por medio de pequeños cepillos que cubren el vello intestinal y a los cuales se denominan *microvellos.* Los microvellos están cubiertos por membranas que los protegen contra agentes proteolíticos y mucolíticos. Cualquier tóxico que altere la estructura morfológica del vello y microvello afectará la absorción, y por lo tanto ocasionará una posible desnutrición al disminuir la absorción de proteínas, minerales esenciales y otros.

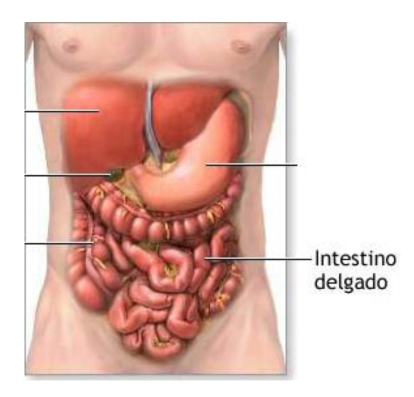


Figura 10. Intestino Delgado

Imagen tomada de http://www.atradiz.sidinet.com.mx/anatomia/8710.jpg

Su función primaria es la digestión y absorción de los alimentos. Sin embargo, la absorción no es específica para nutrimentos[4], sino que cualquier otra substancia, con estructura o propiedades similares a los nutrimentos, que llegue, ya sea por si sola o presente como contaminación de los alimentos, podrá también ser absorbida. Todas las substancias tóxicas que llegan al intestino delgado y se absorben, pasan al hígado por medio del sistema portal. Si el organismo no tiene la capacidad de metabolizar rápidamente la substancia absorbida, ésta podría originar toxicidad. En el hígado estas substancias pueden ser transformadas en metabolitos hidrosolubles que pueden ser eliminadas por la orina o por las heces. El hígado también puede transformar la substancia absorbida en otras substancias más tóxicas. En el caso de la eliminación por medio de la orina, la substancia es transportada en la circulación sanguínea hacia los riñones, donde es filtrada a través del glomérulo y transportada a través de los túbulos hasta el túbulo colector, donde la orina ya formada es llevada a la vejiga urinaria. En el caso de la eliminación por heces, la substancia es secretada por medio de la bilis hacia el intestino grueso. La mayoría de las substancias ingeridas se tienen que digerir antes de ser absorbidas. Para realizar su función de digestión, el intestino delgado requiere de varias enzimas provenientes de glándulas intestinales, submucosales, del hígado y del páncreas. [3]

1.2.4. El colon

En el ser humano, el colon es de aproximadamente 100 cm de longitud, figura 11. El íleon se une el colon a unos 5 cm de su fin, formando el apéndice. El músculo liso longitudinal del colon se concentra en tres bandas (Las taeniae). Se encuentra delante del intestino delgado y en contra la pared abdominal. Se divide en: colon ascendente (en el lado derecho), colon transversal (a través de la parte baja del estómago) y colon descendente (en el lado izquierdo). El colon descendente se convierte en el colon sigmoideo en la pelvis, a medida que va hacia el recto.

Las funciones principales del colon son:

1. Absorber el agua, algunos electrólitos, ácidos grasos de cadena corta y metabolitos bacterianos
2. Impulsar lentamente su contenido luminal en la dirección correcta
3. Almacenar los residuos en la región distal
4. Mover rápidamente su contenido en la dirección caudad durante los movimientos de masa.

[4]

[4] Un **nutrimento** o **nutriente** es un producto químico procedente del exterior de la célula y que ésta necesita para realizar sus funciones vitales. Dicho producto es tomado por la célula y transformado en constituyente celular a través de un proceso metabólico de biosíntesis llamado anabolismo o bien es degradado para la obtención de otras moléculas y de energía.

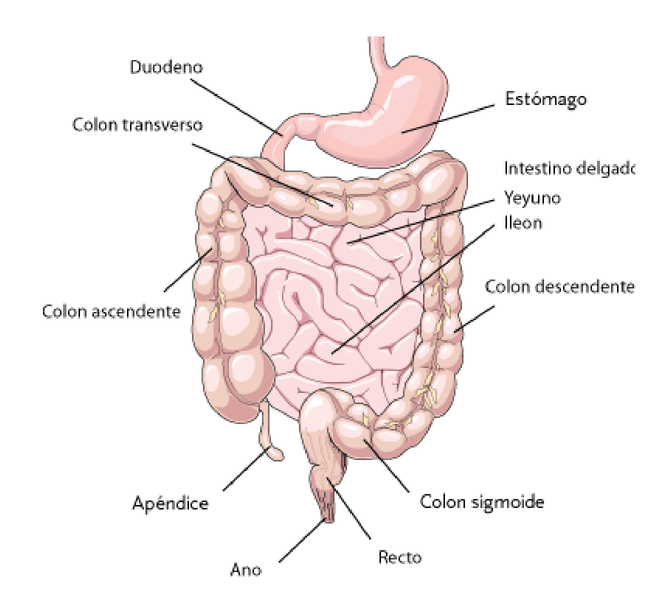


Figura 11. Colon humano

1.2.5. ECA en estomago y Colon

Las capas lisas del músculo del estómago y el intestino delgado muestran dos tipos de actividades eléctricas, el control eléctrico (ECA) y la actividad eléctrica actividad de respuesta (ERA). La actividad de control eléctrico controla la apariencia, en tiempo y espacio, de la actividad de respuesta eléctrica, cuando esta última está presente. La actividad de respuesta eléctrica ocurre solo en una parte de la onda del ciclo de control, que es la fase de despolarización - y está directamente asociada contracciones rítmicas o fasicas.

Postoperaciones en pacientes sometidos a una colecistectomía[5] han mostrado la presencia de cuatro tipos distintos de actividades eléctricas en el colon ascendente, transverso, descendente,
y el sigmoideo.2 Estas cuatro actividades eléctricas se llama la actividad de control eléctrico
(ECA), la actividad de respuesta discreta eléctrica (DERA), la actividad de respuesta eléctrica continua (CERA), y el complejo de contracción eléctrica (CEC). Las dos primeras actividades son similares a las dos actividades eléctricas en el estómago y el intestino delgado. [5]

[5] La colecistectomía es le extirpación quirúrgica de la vesícula biliar, un órgano muscular con forma de pera que está cerca del hígado.

1.2.6. Resumen de subcapítulo

La finalidad del sistema gastrointestinal es la digestión de los alimentos y su absorción. Está compuesto por el estomago el cual es el lugar donde las sustancias alimenticias permanecen almacenadas durante un tiempo antes de pasar al intestino en un estado de digestión avanzado. El intestino delgado es un tubo delgado y alargado de aproximadamente 6 metros de largo, y es en el donde se realiza la principal absorción de los nutrientes de los alimentos. Posteriormente se encuentra el colon, se divide en colon ascendente, colon transversal, colon descendente y colon sigmoideo, sus funciones principales son absorber el agua, algunos electrólitos, ácidos grasos de cadena corta y metabolitos bacterianos, Impulsar lentamente su contenido luminal en la dirección correcta, almacenar los residuos en la región distal, mover rápidamente su contenido en la dirección caudad durante los movimientos de masa. El estudio de la actividad eléctrica del sistema gastrointestinal se realiza sobre las capas lisas del músculo del estómago y el intestino delgado, y son el control eléctrico (ECA) y la actividad eléctrica actividad de respuesta (ERA).

REFERENCIAS

[1] Bardakjian, B. L. "The Gastrointestinal System." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 97-99.

[2] Bardakjian, B. L. "The Gastrointestinal System." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 102.
http://www.icarito.cl/medio/articulo/0,0,38035857_152308943_147422132_1,00.html

[3] Bardakjian, B. L. "The Gastrointestinal System." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 103-104.

[4] Bardakjian, B. L. "The Gastrointestinal System." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 104-105.

[5]Sarna SK, Bardakjian BL, Waterfall WE, et al. *Humancolonic electrical control activity (ECA).*Gastroenterology 1980; Cap 78. Pag 1526-1536.

Bardakjian, B. L. "The Gastrointestinal System." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 105-106.

1.3. SISTEMA RESPIRATORIO

Algunos unen al corazón y pulmones como una única unidad compleja, debido a que funcionan en conjunto. Pero ya que estos órganos contienen esencialmente dos compartimentos son usualmente separados para evaluar sus funciones.
La respiración es el proceso por el cual el cuerpo inhala oxigeno hacia el organismo y sacamos de él dióxido de carbono. Un ser vivo puede estar varias horas sin comer, dormir o tomar agua, pero no puede dejar de respirar más de tres minutos, he aquí la gran importancia de la respiración para nuestra vida. El poder respirar es algo que se realiza intrínsecamente, pero involucra distintos además de los pulmones músculos y otros elementos, tales como el diafragma. Todos estos elementos y algunos más serán expuestos en las siguientes páginas para lograr una familiarización con este importante sistema.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.3.1. Anatomía

El sistema respiratorio se compone de los pulmones, las vías respiratorias, las vasculatura pulmonar, los músculos respiratorios y los tejidos y estructuras circundantes (Figura 12). Cada uno con su importante rol e influencia en las respuestas respiratorias. [1]

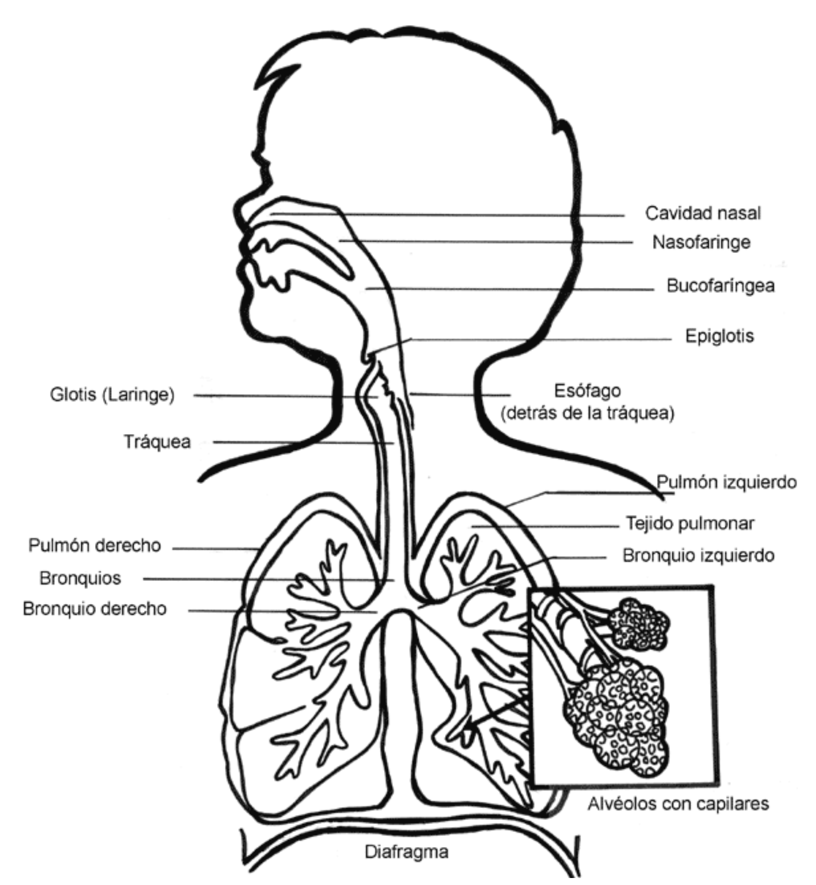


Figura 12. Sistema respiratorio

Imagen tomada de http://www.tracheostomy.com/spanish/images/resp_spanish

1.3.1.1. *Los pulmones*

Son dos órganos esponjosos de color rosado, figura 13, que están protegidos por las costillas. Mientras que el pulmón derecho tiene tres lóbulos, el pulmón izquierdo sólo tiene dos, con un hueco para acomodar el corazón. Los bronquios se subdividen dentro de los lóbulos en otros más pequeños y éstos a su vez en conductos aún más pequeños. Terminan en minúsculos saquitos de aire, o alvéolos, rodeados de capilares. Una membrana llamada **pleura** rodea los pulmones y los protege del roce con las costillas. [2]

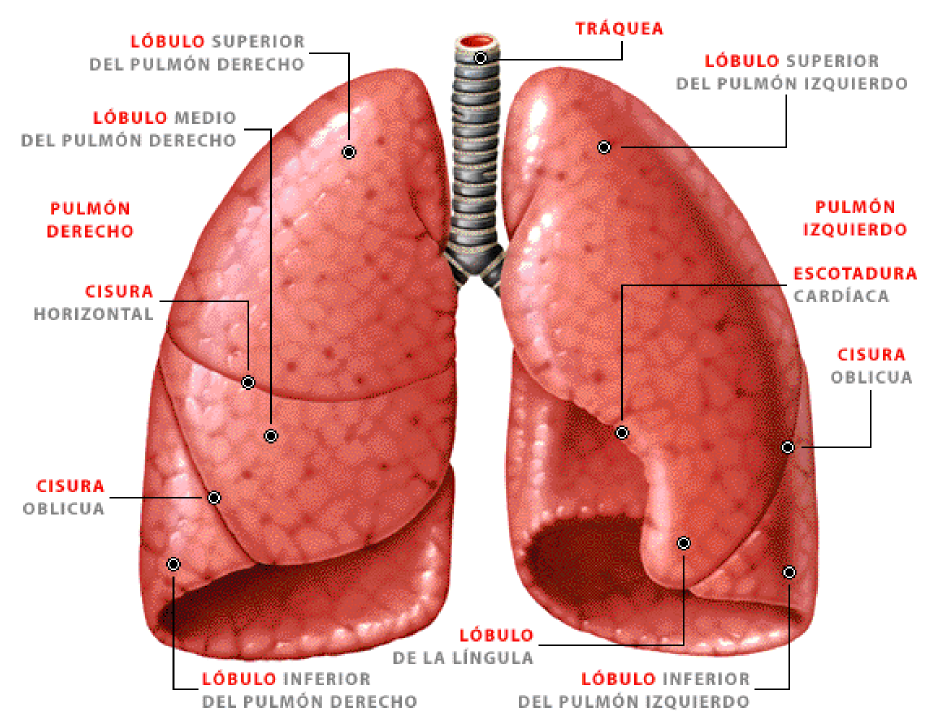


Figura 13. Los pulmones

Imagen tomada de http://www.laorejaverde.es/aula/file.php/26/respiracion/pulmo2.gif

1.3.1.2. *Las vías respiratorias*

Son las fosas nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los bronquíolos, figura 14. La boca también es, un órgano por donde entra y sale el aire durante la respiración. Las *fosas nasales* son dos cavidades situadas encima de la boca. Se abren al exterior por los orificios de la nariz (donde reside el sentido del olfato) y se comunican con la faringe por la parte posterior. En el interior de las fosas nasales se encuentra la pituitaria, que calienta y humedece el aire que inspiramos. De este modo, se evita que el aire reseque la garganta, o que llegue muy frío hasta los pulmones, lo que podría producir enfermedades. La *faringe* se encuentra a continuación de las fosas nasales y de la boca. Forma parte también del sistema digestivo. A través de ella pasan el alimento que ingerimos y el aire que respiramos. La *laringe* está situada en el comienzo de la tráquea. Es una cavidad formada por cartílagos que presenta una saliente llamada comúnmente nuez. En la laringe se encuentran las cuerdas vocales que, al vibrar, producen la voz. La *tráquea* es un conducto de unos doce centímetros de longitud. Está situada delante del esófago. Los *bronquios* son los dos tubos en que se divide la tráquea. Penetran en los pulmones, donde se ramifican una multitud de veces, hasta llegar a formar los *bronquiolos.* [3]

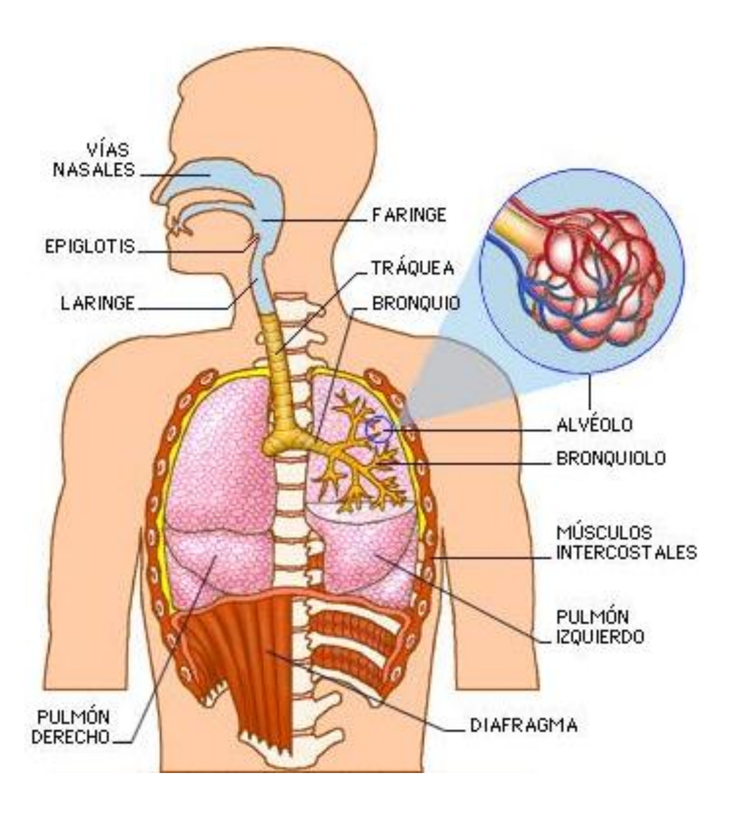


Figura 14. Vías respiratorias

Imagen tomada de http://www.carreraspopulares.com/aplication/inoticias/050606-Aparato%20respiratorio.jpg

1.3.1.3. ***Alveolos***

En los alvéolos pulmonares, figura 15, se intercambian los gases entre el aire y la sangre. Las paredes de los alvéolos pulmonares son muy delgadas y están rodeadas por una red de *capilares* sanguíneos. En los alvéolos se realiza el intercambio de gases (O2 y CO2) entre el aire que hay en el interior de los alvéolos y la sangre que circula por los capilares sanguíneos. El intercambio de gases ocurre mediante un proceso físico llamado *difusión*, que consiste en que las moléculas se desplazan desde donde hay más concentración a donde hay menos.

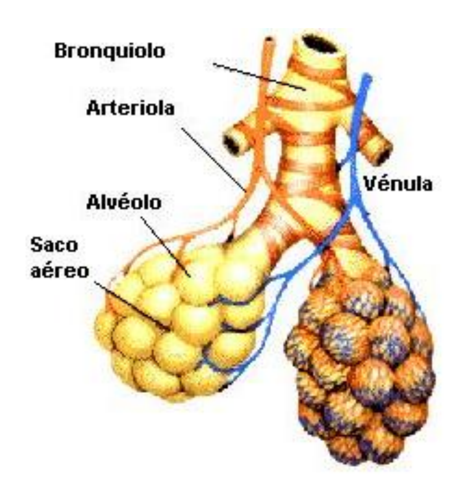


Figura 15. Alveolos

Imagen tomada de http://www.educarchile.cl/UserFiles/P0001/Image/ Mod_1_contenidos_estudiantes_biologia/Dibujo%2017.jpg

El oxígeno es transportado en la sangre por una molécula muy conocida, la hemoglobina, de intenso color rojo. En ella hay hierro y es al que se une el oxígeno. La hemoglobina está dentro de los glóbulos rojos o hematíes. El dióxido de carbono se transporta disuelto en el plasma sanguíneo (la parte líquida de la sangre).

Circulación pulmonar: Los vasos sanguíneos pulmonares, especialmente los capilares y vénulas, son paredes muy delgadas y flexibles. A diferencia de los capilares sistémicos, los capilares pulmonares aumentan en diámetro, y aquellos entre paredes alveolares separan alvéolos adyacentes con aumento en presión arterial o decremento en la presión alveolar. El flujo, por lo tanto, es significativamente influenciado por deformación elástica. Aunque la circulación pulmonar no se ve afectada en gran parte por el control químico o neuronal, si responde rápidamente a la hipoxia[6]. El volumen total de sangre pulmonar es de aproximadamente 300 a 500 cm^3 en adultos normales, con alrededor de 60 a 100 cm^3 en los capilares pulmonares. Este valor, sin embargo, es muy variable, dependiendo en gran parte de cosas como la postura, posición, enfermedad y composición de la sangre. Ya que la sangre de arteria pulmonar es pobre en oxígeno y rica en dióxido de carbono, intercambia este ultimo por oxígeno en los capilares pulmonares, los cuales están en estrecho contacto con las paredes alveolares. En reposo, el tiempo de tránsito de la sangre en los capilares pulmonares se calcula como:

$$t = {}^{Vc}/_{\dot{V}c}$$

Donde *t*: tiempo de transmisión de la sangre, (s).

[6] La *Hipoxia* es un estado de deficiencia de oxígeno en la sangre.

Vc: Volumen de sangre en los capilares, (m^3).
¨*Vc*: total de flujo de sangre en los capilares, ($^{m}/_{s^3}$).

Y es algo menos de 1 s, mientras que durante el ejercicio puede ser tan sólo 500 ms, o incluso menos. [4]

1.3.1.4. *Músculos respiratorios*

La función principal de los músculos respiratorios es la de movilizar un volumen de aire que sirva para, tras un intercambio gaseoso apropiado, aportar oxígeno a los diferentes tejidos. Para dicha función existe un equilibrio y una interdependencia entre los diversos músculos respiratorios, los cuales funcionan coordinadamente tanto en situaciones de normalidad como en situaciones de esfuerzo. El músculo respiratorio-inspiratorio más importante de todos es el diafragma, el cual condiciona el correcto funcionamiento de la respiración. [5]

1.3.1.5. *El diafragma*

Es el principal músculo respiratorio y representa el plano de separación de la caja torácica y el abdomen, figura 16. Es un músculo cuyas fibras se orientan de forma radial desde su zona central tendinosa a las estructuras óseas de la periferia y que al ser comparado con músculos periféricos muestra una mayor tolerancia a la fatiga, mayor flujo sanguíneo, mayor densidad capilar y mayor capacidad oxidativa. Su contracción produce un descenso de su cúpula lo cual lleva a un aumento de los diámetros anteroposterior y transverso de la caja torácica. Esto capacita al músculo para realizar trabajos de baja intensidad pero de larga duración. *Los músculos intercostales externos* son músculos delgados que se encuentran situados en el plano más superficial de los espacios intercostales. Sus fibras están orientadas de forma oblicua hacia la línea media anterior. Su acción inspiratoria se fundamenta en la capacidad de traccionar la costilla inmediatamente inferior en sentido caudo-cefálico y aumentar así el diámetro del tórax. *Los músculos intercostales para-esternales* corresponden a la porción condro-esternal bilateral de los músculos intercostales internos. Su activa participación durante la fase inspiratoria ha sido comprobada electromiográficamente. Su contracción contribuye con el acortamiento de los espacios intercostales y la elevación de las costillas. [6]

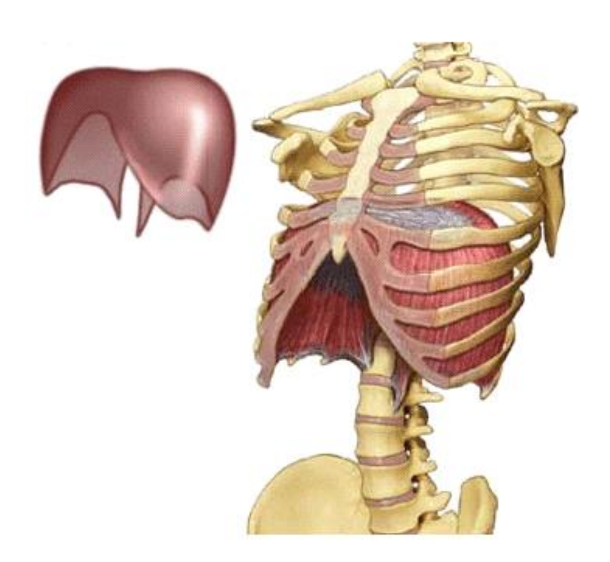


Figura 16. El diafragma

Imagen tomada de http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/nuevima/diafragma.gif

1.3.1.6. *Músculos accesorios de la inspiración*

La mayoría de los músculos de la región del cuello, cintura escapular y región superior del tórax participan en la inspiración durante circunstancias especiales, figura 17. Entre ellos destacan los siguientes. *Los músculos escalenos* que se extienden desde las apófisis transversas de las últimas cinco vértebras cervicales hasta la superficie anterior de la primera y segunda costillas. Su contracción colabora con el ascenso de las costillas superiores y se evidencia como la retracción del cuello y espacio supraclavicular durante la inspiración forzada. El *músculo esternocleidomastoideo* se extiende desde la apófisis mastoides hasta la parte anterior del tórax, insertándose en la clavícula y esternón. Su contracción igualmente ayuda a la elevación de la caja torácica superior. El *músculo dorsal ancho* se extiende desde la cara externa de las últimas cuatro costillas, la cresta ilíaca y apófisis espinosas de las últimas vértebras dorsales y lumbares hasta la corredera bicipital del húmero. Si se fija en este lugar su contracción colabora con la elevación de las costillas ayudando en la inspiración. [7]

1.3.1.7. *Músculos espiratorios*

La espiración es un fenómeno pasivo en condiciones de reposo y en ausencia de enfermedad. Sin embargo, en condiciones de ejercicio o en presencia de enfermedades

obstructivas del flujo aéreo, los *músculos intercostales internos* y de la pared abdominal (transverso, recto anterior, y oblicuo mayor y menor) se reclutan y activan con tal de incrementar la presión intratorácica y abdominal, descender las costillas y desplazar al diafragma en sentido cefálico, figura 17. Todo ello se traduce en la posibilidad de realizar esfuerzos espiratorios como la tos, el estornudo, o la espiración contra una sobrecarga mecánica (ej. broncoespasmo). [8]

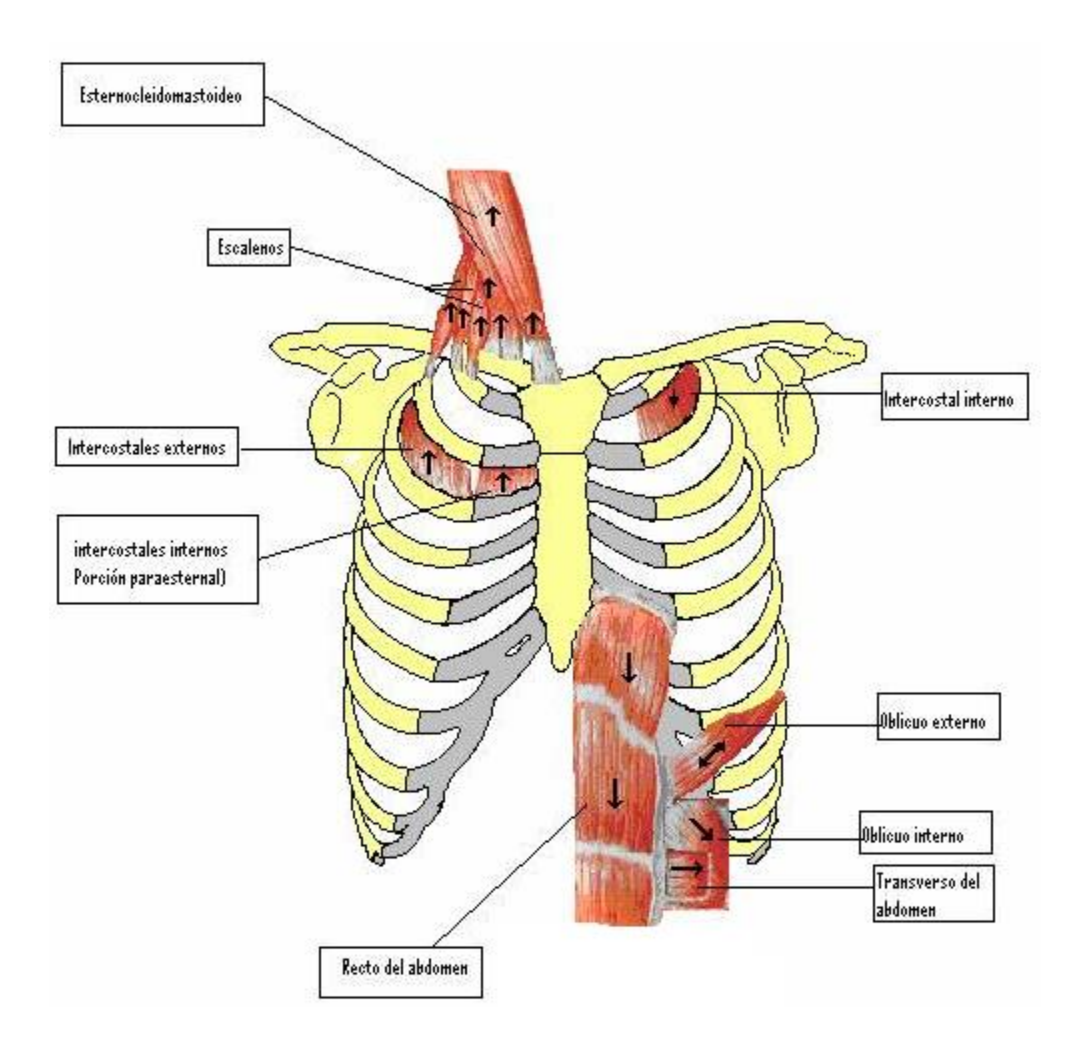


Figura 17. Músculos inspiratorios y espiratorios

Imagen tomada de
http://www.cudi.edu.mx/salud2/libros/fisiologia_LASALLE/MECANISMO%20NIVEL%201_clip_image004.jpg

1.3.2. Volúmenes y capacidades pulmonares

Es de gran importancia para el funcionamiento de los pulmones el movimiento y mezclado de gases dentro del sistema respiratorio. Dependiendo del nivel anatómico bajo

consideración, el movimiento de gases está determinado principalmente por difusión o convección. Se definirá ahora los volúmenes y capacidades: *Volumen corriente (TV)*, es el volumen de aire inspirado y espirado durante cada ciclo respiratorio normal. *Volumen de reserva inspiratoria (IRV)*, máximo volumen de aire que puede ser inspirado desde el fin de una inspiración a volumen corriente. *Volumen de reserva espiratoria (ERV)*, el máximo volumen de aire que puede ser espirado desde el fin de una espiración a volumen corriente. *Volumen residual (RV)*, el menor volumen de aire remanente en los pulmones luego de una espiración máxima.
La suma de dos o más volúmenes genera las diferentes capacidades pulmonares, y encontramos: *Capacidad pulmonar total (TLC)*, volumen de aire contenido dentro de los pulmones luego de una inspiración máxima (IC + FRC o VC + RV). *Capacidad vital (VC)*, máximo volumen de aire que puede ser espirado luego de una inspiración a capacidad pulmonar total (IRV + VT + ERV o IC + ERV). *Capacidad inspiratoria (IC)*, máximo volumen de aire que puede ser inspirado desde el fin de una espiración a volumen corriente (VT + IRV). *Capacidad residual funcional (FRC)*, volumen de aire contenido en los pulmones luego de una espiración normal a volumen corriente (ERV + RV).

Los volúmenes pulmonares y sus subdivisiones son determinados por la interacción entre las fuerzas elásticas del pulmón y de la caja torácica. En los sujetos normales en reposo la *FRC* representa la posición mecánicamente neutra del sistema respiratorio, lo que implica que la fuerza de retracción elástica pulmonar (positiva) y de expansión elástica del tórax (negativa) se encuentran en equilibrio. En pacientes con obstrucción al flujo aéreo (asma, enfermedad pulmonar obstructiva crónica *(EPOC)*, enfisema pulmonar), *la FRC* se encuentra usualmente aumentada como resultado de la alteración de la relación presión-volumen del sistema respiratorio. Cuando la *FRC* es medida en condiciones de ejercicio el volumen obtenido se denomina FRC dinámica o volumen pulmonar de fin de espiración *(EELV)*. En sujetos normales *EELV y FRC* pueden ser semejantes, pero en pacientes con obstrucción para respirar en condiciones de ejercicio, el *EELV* es mayor que *FRC*. A la TLC la presión de retroceso elástico del sistema respiratorio (pulmón y caja torácica) es balanceada por la fuerza máxima de los músculos inspiratorios para expandir el tórax.

Los volúmenes pulmonares pueden ser modificados por los cambios posturales. En sujetos sanos puede observarse una pequeña disminución en la FRC y VC (no mayor a 200 ml) debidos al efecto gravitacional del contenido abdominal que reduce el volumen pulmonar de relajación. Sin embargo, el efecto de la postura corporal es importante para evaluar el compromiso ventilatorio restrictivo originado en la disfunción diafragmática. [9]

La figura 18 muestra volúmenes y capacidades con sus factores mecánicos determinantes.

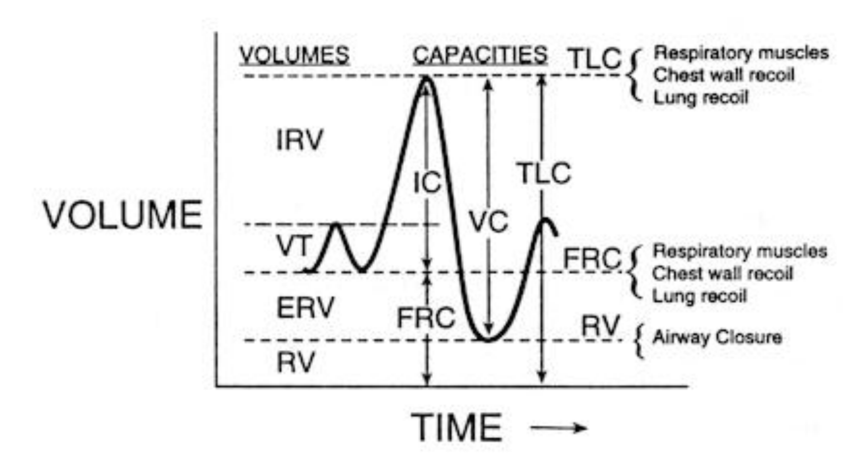


Figura 18. Volúmenes y capacidades pulmonares

Imagen tomada de www.aamr.org.ar/cms/archivos/secciones/fisiopatologia/**volumenes_pulmonares**.doc

1.3.3. Espirometría

Es la manera más simple que existe para medir la función pulmonar. En esta prueba el paciente inhala, hasta la capacidad total de los pulmones (TLC) y exhala todo volumen residual forzadamente. El paciente exhala dentro de una cámara de campana que recae sobre un sello de agua. A medida que la campana va subiendo, un lápiz acoplado a ella inscribe un trazo en un tambor que esta rotando. El espirómetro ofrece poca resistencia a la respiración, por lo tanto, la forma de la curva de espirometría (figura 19) es puramente una función de la capacidad de los pulmones, capacidad del pecho, y resistencia aérea. A altos volúmenes pulmonares, un aumento en la presión intrapleural resulta in mayores flujos espiratorios. Sin embargo, en volúmenes pulmonares medios o bajos, el flujo espiratorio es independiente del esfuerzo después que cierta presión intrapleural es alcanzada.

Las medidas realizadas de la curva espirometrica pueden determinar el grado de obstrucción ventilatoria en un paciente. Capacidad vital forzada (FVC), volúmenes espiratorios forzados (FEV), y flujos espiratorios forzados (FEF) pueden ser determinados. El FEV indica el volumen que ha sido exhalado desde TLC para un intervalo de tiempo particular. [10]

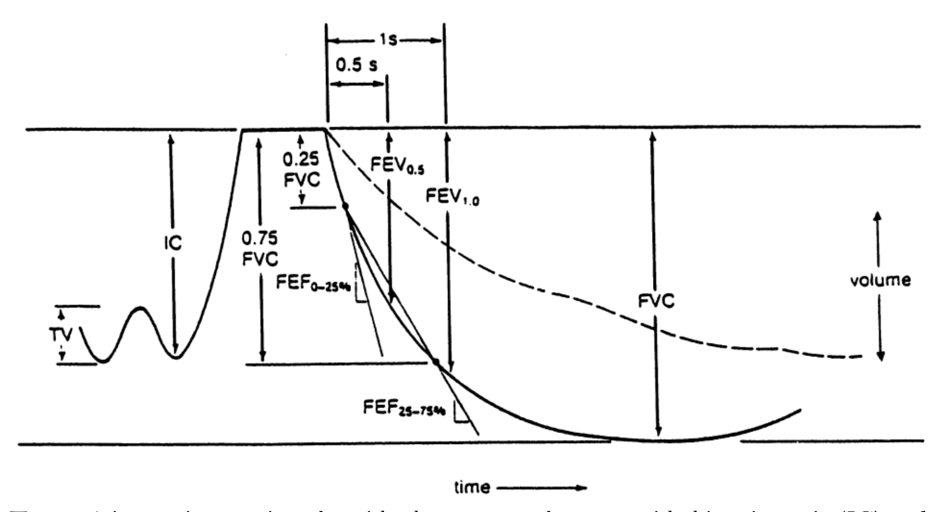


Figura 19. Trazo típico espirometrico obtenido durante pruebas; capacidad inspiratoria (IC), volumen tidal (TV), Capacidad vital forzada (FVC), volumen espiratorio forzado (FEV), y flujos espiratorios forzados. La línea continua representa un paciente sano, mientras que la línea punteada representa un paciente con enfermedades respiratorias.

Imagen tomada de Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. " Respiratory System." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Pag 116

1.3.4. Otros métodos utilizados para medir los volúmenes pulmonares

Debido a que con un espirómetro no pueden determinarse la FRC, RV ni TLC, se recurre a métodos específicos para medir estos volúmenes y capacidades. Cualquiera sea el método empleado el objetivo es medir la **FRC**. Luego, conociendo IC, VC o ERV mediante mediciones espirométricas inmediatamente relacionadas a la determinación de FRC, se pueden calcular los diferentes volúmenes y capacidades, por ejemplo: FRC + IC = **TLC**, y luego, TLC - VC = **RV**, o FRC - ERV = **RV**, etc.

1.3.5. Dilución de gases

Estos métodos se basan en la dilución de un gas fisiológicamente inerte (pobremente soluble en la sangre capilar y tejidos pulmonares), y miden esencialmente el gas torácico comunicado con la vía aérea. Los métodos más comúnmente empleados basados en este principio son: la dilución de helio (He) en circuito cerrado y el lavado de nitrógeno (N) en circuito abierto.

1.3.5.1. *Dilución de He*

Se basa en la ley física de "conservación de masa": si una concentración conocida (C1) de un gas trazador (en este caso He) contenido en un volumen inicial conocido (V1) es diluido en un nuevo volumen desconocido (V2), este último volumen puede ser calculado utilizando la determinación de la concentración (C2) del gas trazador en la dilución (C1xV1 = C2xV2). En este método el paciente respira repetidamente en un circuito cerrado (se aporta al circuito el O_2 consumido y se remueve el CO_2 producido) desde un reservorio con un volumen inicial conocido (V1) conteniendo una concentración determinada de helio (C1). Mientras el sujeto respira agregando volumen al circuito el He se diluye progresivamente, y cuando alcanza la concentración de equilibrio (C2) en el nuevo volumen del circuito (V2= V1 + FRC + espacio muerto (VD) del sistema), el volumen pulmonar desconocido (FRC) puede ser calculado. [11]

1.3.5.2. *Lavado de nitrógeno*

Se basa en el principio concentración-dilución igual que el método anterior (C1xV1 = C2xV2). En este caso el sujeto respira normalmente en un circuito abierto inhalando oxígeno 100% a través de una válvula de flujo unidireccional mientras que el volumen del aire exhalado con el nitrógeno (N) contenido inicialmente en el volumen pulmonar es recolectado (diluido) en una bolsa de Douglas[7] o medido electrónicamente (la maniobra continúa hasta que la concentración de N en el aire espirado sea menor al 2% o hasta que se haya prolongado más de 7 minutos). Asumiendo el valor inicial de la concentración de N en los pulmones (C1 = 0.81 considerando la tasa de eliminación desde la sangre y los tejidos) y midiendo la cantidad total de nitrógeno lavado (C2xV2), puede calcularse el volumen de gas pulmonar conteniendo N al inicio de la maniobra (V1=FRC) de la siguiente manera: FRC = C2xV2/C1. [12]

1.3.5.3. *Pletismografía corporal*

Es el método más exacto y considerado de referencia, figura 20. Mide el volumen de gas compresible dentro del tórax, comunicado o no comunicado con la vía aérea. De esta manera se incluyen en la medición quistes o bullas escasamente ventiladas y que por lo tanto no pueden ser adecuadamente medidas por dilución de gases o lavado de nitrógeno. El pletismógrafo es una cámara rígida en la que se introduce el sujeto a estudiar, requiriéndose la determinación del flujo aéreo y los volúmenes dinámicos mediante un neumotacógrafo, y una válvula de cierre rápido de la vía aérea (shutter) que permite medir la presión en la boca del paciente como reflejo de la presión alveolar. El principio operativo básico del pletismógrafo es la ley de Boyle, que establece que el producto presión x volumen (PxV) de un gas es constante en condiciones isotérmicas

[7] Bolsa característica utilizada para recoger mediante una prueba cierta cantidad de aire, expirado por el paciente. Su capacidad puede variar entre los 6 y 120 litros/min.

independientemente de los cambios que pudieran producirse en dichas variables (P1xV1 = P2xV2, a temperatura constante). De esta manera, durante el esfuerzo respiratorio continuo del paciente (jaedo o "panting") contra la válvula cerrada en la vía aérea, los cambios del producto PxV en el sistema respiratorio son cuantificados por los cambios recíprocos del producto PxV producidos dentro de la cámara pletismográfica. El volumen de gas torácico compresible obtenido con esta maniobra al fin de una espiración normal es denominado FRC pletismográfico o TGV (thoracic gas volume).
Los cambios en el volumen torácico que acompañan la compresión y descompresión del aire alveolar durante las maniobras de jadeo, pueden ser estudiados empleando tres modelos de pletismógrafo que respectivamente miden: 1. cambios de presión generados dentro de una cámara de volumen constante conocido (son los llamados pletismógrafos de presión variable y los más comúnmente utilizados); 2. Cambios de volumen generados dentro de una cámara a presión constante (pletismógrafos de desplazamiento de volumen); y 3. Cambios de flujo en una cámara de presión constante (pletismógrafo de flujo). Algunos modelos de pletismógrafo permiten efectuar más de una estas técnicas de determinación con el mismo equipo. [13]



Figura 20. Pletismografía corporal

Imagen tomada de http://saludpublica.bvsp.org.bo/ibba/images/16.jpg

1.3.5.4. *Técnicas radiológicas*

Miden el volumen intratorácico, figura 21. Para ello se utiliza la imagen pulmonar visible en la radiografía de tórax (frente y perfil) o en la tomografía computarizada, reconstruyéndose el volumen pulmonar a partir de una serie de cortes elípticos de la imagen (técnica de la elipse). El cálculo incluye la sustracción del volumen del corazón y se asume el volumen de tejidos y vasos sanguíneos. El método muestra buena correlación

con las mediciones fisiológicas en sujetos sanos pero ha sido escasamente explorado en enfermos. [14]

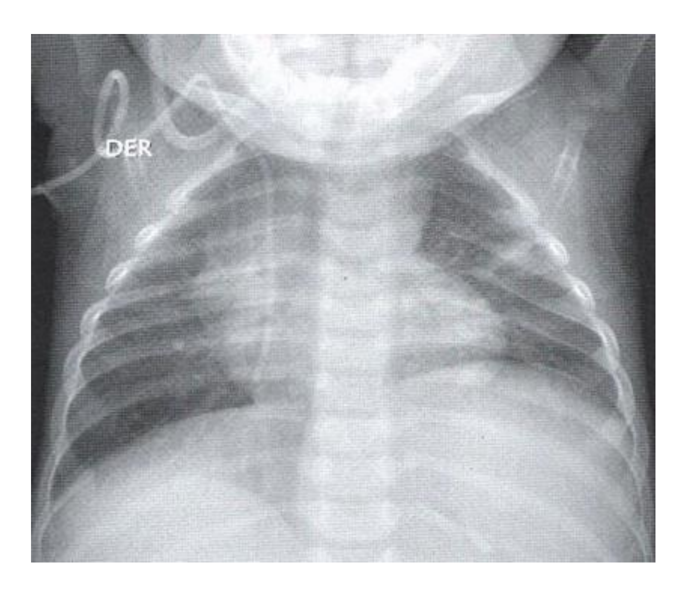


Figura 21. Técnica radiológica para determinación de volumen pulmonar

Imagen tomada de http://www.scielo.cl/fbpe/img/rchradiol/v11n1/img07-06.jpg

1.3.6. Elementos para la interpretación de los resultados

1.3.6.1. *Trastorno funcional restrictivo*

Su diagnóstico implica la TLC disminuida (< 80% del teórico). Usualmente se asocia a disminución de VC con cociente FEV1/VC normal o aumentado. Cuando la causa de la restricción es intrapulmonar (fibrosis, consolidación) RV suele estar normal o levemente disminuido, mientras que la incapacidad ventilatoria restrictiva originada en la debilidad de los músculos respiratorios (miastenia gravis, miopatía) se caracteriza por RV conservado o elevado con RV/TLC aumentado sin que ello implique obstrucción al flujo aéreo. La deformidad de la caja torácica (cifoescoliosis), el engrosamiento pleural y la fibrosis pulmonar avanzada, suelen mostrar RV disminuido. [15]

1.3.6.2. *Trastorno funcional obstructivo*

La hiperinsuflación pulmonar se define por el aumento de TLC (> 120% del teórico). Usualmente FRC, RV y el cociente RV/TLC están aumentados indicando atrapamiento

aéreo, el cual puede o no estar asociado a la hiperinsuflación pulmonar. Cuando el compromiso obstructivo es severo, VC e IC suelen estar disminuidos. [16]

1.3.6.3. *Trastorno funcional restrictivo y obstructivo (mixto)*

Este patrón funcional esta dado por la combinación de patologías tales como EPOC y fibrosis pulmonar. Así, puede observarse un defecto ventilatorio restrictivo (TLC reducida) asociado a la disminución de flujos espiratorios (cociente FEV1/VC disminuido) con RV y RV/TLC aumentados por atrapamiento aéreo. Cuando el atrapamiento aéreo predomina sobre la fibrosis, TLC puede estar en rango normal asociado a VC disminuida y RV elevado. [17]

1.3.7. Resumen de subcapítulo

La respiración es el proceso por el cual se inspira aire (que contiene oxígeno) al organismo y se saca aire rico en dióxido de carbono. Está compuesto por las vías respiratorias (fosas nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los bronquíolos), los pulmones, los músculos respiratorios (diafragma, músculos inspiratorios y espiratorios). El estudio de las capacidades pulmonares tiene varias técnicas, la principal es la espirometría puesto que es la manera más simple que existe. En esta prueba el paciente inhala, hasta la capacidad total de los pulmones (TLC) y exhala todo volumen residual forzadamente. Pero también existen otros métodos que usan la dilución de gases, dichos métodos son: Dilución de He, Lavado de nitrógeno, la Pletismografía corporal, y por último las técnicas radiológicas

REFERENCIAS

[1]Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. “Respiratory System.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 111.

[2] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. “Respiratory System.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 111.

[3] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. “Respiratory System.”

The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 111-112.

[4] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. "Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 112-114.

[5] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. " Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 112-115.

[6] http://www.puntofape.com/anatomia-músculo-diafragma-625/
http://www.cverios.com/01d6f794750bb3305/01d6f7948200dfc04/021c0e97a006b6159.html

[7][8]Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. " Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 115.

[9]Dr. Juan José rodríguez moncalvo, *Determinación de los volúmenes y capacidades pulmonares. Pag 1-2.*

[10] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. "Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 123-125.

[11][12]Dr. Juan José rodríguez moncalvo, *Determinación de los volúmenes y capacidades pulmonares. Pag 3-4.*

[13] Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. "Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 125.

[13] Dr. Juan José rodríguez moncalvo, *Determinación de los volúmenes y capacidades pulmonares. Pag 3.*
Johnson, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. "Respiratory System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 125

[15][16][17] Dr. Juan José rodríguez moncalvo, *Determinación de los volúmenes y capacidades pulmonares. Pag 3.*

1.4. SISTEMA ENDOCRINO

Muy pocas veces se piensa en el sistema endocrino, este influye sobre casi todas las células, órganos y funciones del organismo. Dado que este sistema es fundamental para regular el estado de ánimo, el crecimiento y el desarrollo, el funcionamiento de los distintos tejidos y el metabolismo, así como la función sexual y los procesos reproductores. Generalmente el sistema endocrino se encarga de procesos corporales que ocurren lentamente, por ejemplo el crecimiento. A pesar de que el sistema nervioso y el endocrino son sistemas distintos, a menudo colaboran para ayudar al organismo a funcionar adecuadamente. La endocrinología tiene una relativa larga historia, pero aquello que se considera un avance en la comprensión de la fisiología endocrinas y los mecanismos de regulación y control no se inició hasta finales de la década de los sesentas con la introducción de métodos analíticos específicos, que permitían que bajas concentraciones de hormonas circulantes pudieran ser medidas con fiabilidad, fácilmente, y a un costo relativamente bajo. En esta sección se trabajará sobre los elementos que componen este sistema, se hablará de las diferentes hormonas que el cuerpo humano produce y su importancia, y por último como el cuerpo realiza el control sobre el mismo.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.4.1. Definiciones propias del sistema endocrino

El *sistema endocrino* se encarga de las secreciones internas del cuerpo, las cuales son unas sustancias químicas denominadas hormonas, producidas en determinadas glándulas endocrinas. Para que sean hormonas tienen que cumplir la función de circula por el organismo, tiene acción en células diana o células blanco, porque poseen receptores específicos para esa hormonas.

Glándulas endocrinas:

- Hipotálamo e hipófisis
- Glándula tiroidea y paratiroidea
- Suprarrenales (corteza y médula)
- Páncreas
- Testículos y ovarios
- También, por ejemplo la gastrina, forma hormonas en el estómago

La misión del Sistema endocrino en la intervención en la regulación del crecimiento corporal, interviniendo también en la maduración del organismo, en la reproducción, en el

comportamiento y en el mantenimiento de la homeostasis química. El sistema Endocrino es un sistema regulador, al igual que el Sistema Nervioso, pero es más lento que él. [1]

Actividad	Sistema nervioso	Sistema endocrino
Velocidad de respuesta	Rápida	Lenta
Duración de respuesta	Transitoria	Duradera
Especificidad de la respuesta	Muy específica	Variable, según las células
Capacidad de respuesta	La posee	Carece (depende del sistema nervioso)
Procesos que controla	Rápidos	Lentos y generalizados

Tabla 2. Diferencias entre sistema nervioso y sistema endocrino

Tabla tomada de www.laenfermeria.es/apuntes/otros/fisiologia/sistema_endocrino.doc

1.4.2. Tipos de hormonas

Las hormonas se engloban en 3 grupos, de acuerdo a su estructura química:

Aminas (aminoácidos, tirosina)

Hormonas tiroideas, catecolaminas (adrenalina y noradrenalina).

Proteica y peptídica: hormonas del páncreas endocrino, hormonas hipotalámica-hipofisiaria.

Esteroidea (colesterol): hormonas de la corteza suprarrenal, hormonas de las glándulas reproductoras, Metabolitos activos de la vitamina D
Todas estas hormonas se almacenan en las células, en el caso de las de estructura proteica y peptídica y catecolamionas, se almacenan en los *gránulos de secreción*. Se liberan por un

mecanismo de exocitosis. Las hormonas esteroidea y las células tiroideas, no se almacenan en gránulos, *forman compartimentos de la célula* y salen de la célula por medio de un mecanismo de transferencia simple hacia la sangre. [2]

En la siguiente tabla se puede observar donde se producen las hormonas dentro del cuerpo, además de cuál es la función de la hormona producida.

Dónde se Produce la Hormona	**Hormona, o Hormonas Secretadas**	**Función Hormonal**
Glándulas Adrenales	Aldosterona	Regula el balance de sal y agua.
Glándulas Adrenales	Corticoesteroides	Controla las funciones básicas del cuerpo; actúa como antiinflamatorio; mantiene el nivel de azúcar en la sangre, la presión sanguínea y la fuerza muscular, regula el balance de sal y agua.
Glándula Pituitaria	Hormona Antidiurética (vasopresina)	Afecta la retención de agua en los riñones; controla la presión sanguínea.
Glándula Pituitaria	Corticotropina	Controla la producción y secreción de las hormonas de la corteza adrenal.
Glándula Pituitaria	Hormona de crecimiento	Afecta el crecimiento y desarrollo; estimula la producción de proteínas.
Glándula Pituitaria	Hormona luteinizante (su sigla en inglés es LH) y hormona estimulante de los folículos (su sigla en inglés es FSH)	Controla las funciones reproductoras y las características sexuales.
Glándula Pituitaria	Oxitocina	Estimula las contracciones uterinas y los conductos lácteos en los senos.
Glándula Pituitaria	Prolactina	Inicia y mantiene la producción láctea en los senos.
Glándula Pituitaria	Hormona estimulante de tiroides (su sigla en	Estimula la producción y secreción de hormonas de la tiroides.

	inglés es TSH)	
Riñones	Renina y Angiotensina	Controlan la presión sanguínea.
Riñones	Eritropoyetina	Afectan la producción de glóbulos rojos (su sigla en inglés es RBC).
Páncreas	Glucagón	Aumenta el nivel de azúcar en la sangre.
Páncreas	Insulina	Disminuye el nivel de azúcar en la sangre; estimula el metabolismo de la glucosa, las proteínas y las grasas.
Glándulas Paratiroideas	Hormona paratiroidea	Afecta la formación ósea y en la excreción de calcio y fósforo.
Glándula Tiroides	Hormona de la tiroides	Afecta el crecimiento, la madurez y el metabolismo.

Tabla 3. Hormonas del cuerpo humano

*Tabla tomada de www.laenfermeria.es/apuntes/otros/fisiologia/**sistema_endocrino**.doc*

1.4.3. Regulación de la secreción hormonal

Para la regulación de la secreción el cuerpo utiliza tres formas: *mecanismo de retroalimentación*, en el cual una hormona es capaz de regular su propia secreción (Feed Back), esto es muy típico del eje hipotálamo-hipófisis, (Figura 22). *Control nervioso*, estímulos, visuales, auditivos, gustativos, olfatorios, táctiles, dolor y emoción, también produce secreción hormonal. *Control cronotrópico***,** dictado por ritmos, ciclos sueño/despertar, ritmos estacionales, ritmos menstruales, etc. [3]

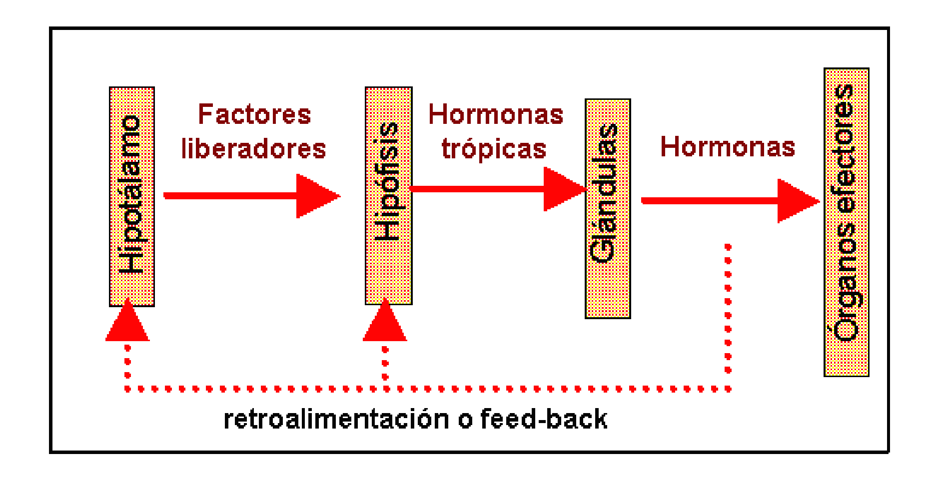


Figura 22. Mecanismo de retroalimentación

*Imagen tomada de www.laenfermeria.es/apuntes/otros/fisiologia/**sistema_endocrino**.doc*

1.4.4. Comunicación entre células y tejidos

El sistema nervioso y endocrino está física y funcionalmente vinculados por una región específica del cerebro llamado hipotálamo, el cual se encuentra inmediatamente sobre la glándula pituitaria, a la que está conectado por una extensión llamada tallo pituitario. La función del hipotálamo es mediado por células que poseen las propiedades de tanto los nervios como los procesos que llevan los impulsos eléctricos y que bajo estimulación puede liberar sus moléculas en la sangre. Cada una de las células neurosecretoras puede ser estimulada por otras células nerviosas en regiones superiores del cerebro que secretan hormonas péptidas específicas. Estas hormonas pueden estimular o reprimir la secreción de una segunda hormona de la pituitaria anterior. Las hormonas pituitarias se encuentran dentro de la circulación e interactúan con los tejidos, pero sucede que si las glándulas endocrinas son estimuladas, secretan un tercer tipo de hormonas, y estas al ser realimentadas inhiben la liberación de más hormonas pituitarias. Los principales objetivos de la pituitaria son la corteza adrenal, la tiroides, y las gónadas.

Cabe señalar que todo el sistema se compone de varios ejes endocrinos con el hipotálamo, la pituitaria, y otras glándulas endocrinas formando un complejo sistema regulatorio jerárquico. No hay ninguna duda de que la pituitaria anterior ocupa una posición central en el control de la secreción hormonal y, debido a su importante papel, a menudo es llamada el "conductor de la orquesta endocrina". Sin embargo, la liberación de hormonas pituitarias está mediada por la compleja información de control, por lo que la pituitaria debe considerarse que tiene un papel permisivo en lugar de tener el control general del sistema endocrino. [4]

1.4.5. Control en el sistema endocrino

La capacidad de localizar glándulas o tejidos para responder a las señales hormonales depende de la capacidad de las células de reconocer la señal. Esta función está mediada por proteínas especializadas o glicoproteínas encontradas en o sobre la membrana plasmática celular que son específicas para una determinada hormona, capaz de reconocer la señal, se unen con alta afinidad, y reaccionan cuando se presentan bajas concentraciones. El reconocimiento de la señal hormonal y activación de los receptores de la superficie celular, inicia un flujo de información hacia el interior de la célula que activa una cadena de eventos intracelulares en una forma pre-programada que produce una respuesta característica.

Es útil clasificar el lugar de esa acción de las hormonas en dos grupos: los que actúan en la superficie de la célula sin que, en general, atraviesen la membrana celular y los que entran en la célula antes de efectuar una respuesta. [5]

1.4.6. Otros aspectos del control

Las hormonas son señales químicas liberadas por una jerarquía de glándulas endocrinas y propagadas a través de la circulación a una jerarquía de tipos de células. La integración de este sistema depende de una serie de " lazos de retroalimentación "; la retroalimentación es un reflejo de la dependencia mutua de las variables del sistema: la variable *X* afecta a la variable *Y*, y la variable *Y* afecta a *X*. Esencialmente esto es un sistema de lazo cerrado en el que la retroalimentación de la información de la salida del sistema hacia la entrada tiene la capacidad de mantener la homeostasis.

Realimentación negativa: si un aumento en *Y* causa un cambio en *X* que a su vez tiende a disminuir
Y, se dice que es una realimentación negativa; en otras palabras, la señal de salida induce una respuesta que retroalimenta al generador de señales a disminuir su salida. Esta es la forma más común de control en los sistemas fisiológicos.

Realimentación positiva: cuando un aumento de *Y* causa un cambio en *X* que tiende a aumentar *Y*, se dice que es realimentación positiva; En otras palabras, una nueva señal de salida es evocada por la respuesta que induce o provoca. Esto es intrínsecamente un sistema inestable, pero hay situaciones fisiológicas donde este control es valioso. En este tipo de realimentación, la señal de salida seguirá hasta que otra respuesta no sea requerida. [6]

1.4.7. Control rítmico endocrino

Muchas funciones de las hormonas son exhibidas rítmicamente en forma de liberaciones de hormonas pulsátiles. La más común es el ciclo aproximado de 24 horas (ritmo diurno). Por ejemplo, la toma de muestras en sangre a intervalos frecuentes, ha demostrado que la ACTH (Adrenocorticotropina) es secretada periódicamente, cada ráfaga secretora es seguida de 5 a 10 minutos más tarde por la secreción de cortisol. La secreción de ACTH y cortisol varía inversamente, y el paralelo ritmo circadiano[8] se debe probablemente a un cambio cíclico en la sensibilidad del centro de retroalimentación hipotalámico hacia el cortisol circulante.
Es evidente que tales ritmos endocrinos inherentes son importantes en la comunicación y control, lo que sugiere que su organización fisiológica se basa no sólo en los componentes estructurales del sistema sino también en la dinámica de sus interacciones. [7]

1.4.8. Resumen de subcapítulo

El sistema endocrino se encarga de procesos corporales que ocurren lentamente, como el crecimiento celular. Los procesos más rápidos, como la respiración y el movimiento corporal, están controlados por el sistema nervioso. Los elementos principales del sistema endocrino son las hormonas y las glándulas. Las hormonas son como mensajeros químicos del cuerpo, transmiten información e instrucciones entre conjuntos de células. Aunque por el torrente sanguíneo circulan muchas hormonas diferentes, cada tipo de hormona está diseñado para repercutir solamente sobre determinadas células. Una glándula es un conjunto de células que fabrican y secretan (sustancias. Las glándulas seleccionan y extraen materiales de la sangre, los procesan y secretan el producto químico resultante para que sea utilizado en otra parte del cuerpo. Los aspectos importantes del control son el mecanismo de retroalimentación, control nervioso, control cronotrópico. Lo importante del control es la comunicación entre tejidos y células, ya que es este el que determina la segregación de una hormona u otra. Aunque existen hormonas que son segregadas rítmicamente, es decir siempre a determinada hora.

---

[8] Los **ritmos circadianos** o biológicos son oscilaciones de variables biológicas en intervalos regulares de tiempo.

REFERENCIAS

[1][2][3] www.laenfermeria.es/apuntes/otros/fisiologia/**sistema_endocrino**.doc. Pag 1-5

[4] Cramp, G. D., Carson E. R. "Endocrine System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 52-55.

[5] http://www.hormone.org/Spanish/sistema_endocrino/control.cfm
Cramp, G. D., Carson E. R. "Endocrine System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 55-57.

[6] Cramp, G. D., Carson E. R. "Endocrine System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 57-59.

[7]Cramp, G. D., Carson E. R. "Endocrine System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 59.

1.5. SISTEMA VISUAL

El sistema visual es aquel que percibe el entorno exterior en reposo y en movimiento, e informa y dirige de forma consciente la posición y orientación del cuerpo. La participación de este sistema en la orientación espacial se hace evidente apenas se cierran los ojos pues se pierde el sentido de dirección y distancia en segundos, siendo todos los demás sentidos incapaces de proporcionar al cerebro una información precisa sobre nuestra posición.
La visión es una tarea de procesamiento de la información. El estudio de la visión debe incluir no sólo el estudio de cómo extraer de las imágenes los diversos aspectos del mundo que son útiles, sino también una indagación acerca de la naturaleza de las representaciones internas mediante las cuales es capturada la información, y permanecer disponible como una base para los pensamientos y acciones. Esta dualidad entre representación y el procesamiento de la información subyace en el núcleo de la mayoría de las tareas de procesamiento de la información. A continuación se definirá la anatomía del sistema, y por otro lado se discutirá como es reconocido un color dentro del sistema

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.5.1. Anatomía y Funcionamiento

Solo una parte del ojo es visible en la cara. Todo el ojo, *el globo ocular*, tiene el tamaño y forma de una pelota de ping-pong. El ojo, en todo su conjunto, es extremadamente delicado, por lo tanto el cuerpo tiene varias formas de proteger este vulnerable órgano. El globo ocular está ubicado en la cuenca del ojo (también denominada *órbita*) del cráneo, donde está rodeado de hueso. La parte visible del ojo está protegida por los párpados y las pestañas, que no dejan penetrar la suciedad, el polvo e incluso la luz brillante y perjudicial.

Los ojos también están protegidos por las lágrimas, que los humedecen y eliminan la suciedad, el polvo y otros agentes irritantes que traspasan las pestañas y los párpados, además también los protegen de infecciones. Cada vez que se parpadea, los párpados extienden una capa de mucosidad, aceite y lágrimas por toda la córnea, que cubre el ojo. Las *glándulas lagrimales, figura* situadas en el ángulo superior externo de la cuenca del ojo producen lágrimas. Tras humedecer los ojos, las lágrimas corren por los párpados y se drenan en el *saco lagrimal*, una bolsita situada en el ángulo inferior interno de la cuenca del ojo. Después, las lágrimas salen por un conducto que conduce a la nariz.

Para poder ver, el ojo tiene que moverse. Seis músculos, denominados *músculos extraoculares*, rodean el globo ocular. Estos músculos actúan como las cuerdas de una marioneta, moviendo el ojo en distintas direcciones. Los músculos de cada ojo normalmente se mueven al mismo tiempo, haciendo que ambos ojos queden alineados. [1]

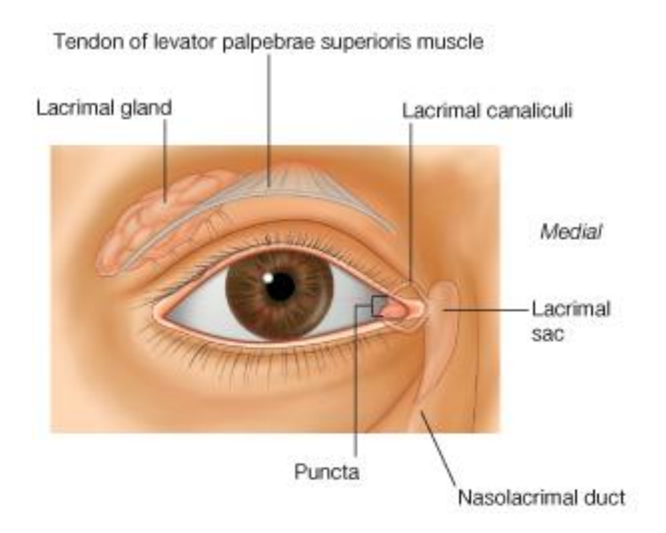


Figura 23. Glándulas y canales lagrimales.

Imagen tomada de http://médicosenformacion7.tripod.com/Fig.8.77.jpg

La pared del globo ocular está formada por tres capas, que son, observar figura 24:

1.5.1.1. *Capa Esclerótica*

Es la capa protectora exterior. Este tejido duro y fibroso rodea el globo ocular y está unido a la córnea, que es la superficie transparente de la parte frontal del ojo. Lo blanco del ojo que vemos es la esclerótica. Sobre la esclerótica se encuentra la conjuntiva, una membrana mucosa transparente que evita la sequedad del ojo. [2]

1.5.1.2. *Capa Coroides*

Es la capa intermedia que contiene los vasos sanguíneos que proporcionan oxígeno y sustancias nutrientes a la retina. [3]

1.5.1.3. *Retina*

La capa interior, recubre el globo ocular por dentro. La retina es una fina capa de tejido nervioso sensible a la luz. El nervio óptico envía señales de la retina al cerebro, que las interpreta como imágenes visuales.

El espacio que hay en el centro del globo ocular está relleno de una sustancia transparente de aspecto gelatinoso denominada *humor vítreo*. Esta sustancia permite que la luz llegue a la retina y ayuda a su vez a mantener la forma redondeada del ojo. Sobre la superficie de la

parte frontal del ojo se encuentra la córnea, curvada y transparente. No se puede ver la córnea de una persona como vemos la parte coloreada que hay detrás; la córnea es como una ventana transparente que proyecta la luz sobre el ojo. Detrás de la córnea hay un líquido denominado *humor acuoso*. La córnea y el *humor acuoso* forman una lente externa que refracta (cambia la dirección) la luz cuando ésta llega al ojo. Aquí es dónde ocurre la mayor parte del enfoque que realiza el ojo.

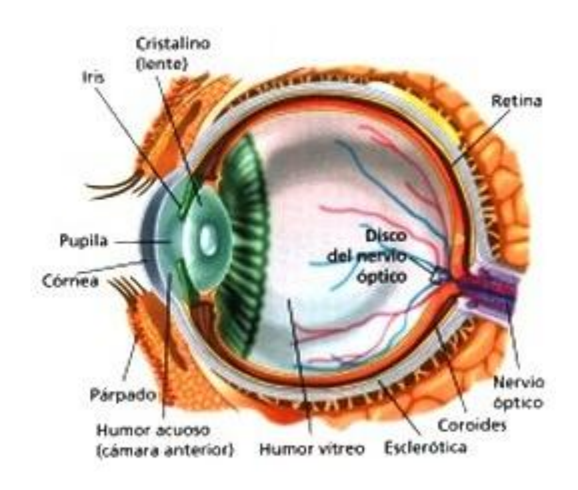


Figura 24. Partes del ojo

Imagen tomada de http://www.amordediospinilla.es/Astronomia/ojo.jpg

La membrana circular coloreada del ojo que está ubicada justo detrás de la córnea se llama *iri*s, este regula la cantidad de luz que penetra en el ojo a través de la *pupila*, que es la abertura situada en el centro del iris que parece un diminuto círculo negro. Al igual que una cámara, que regula la cantidad de luz que le entra para evitar la sobreexposición y la subexposición, el iris aumenta o disminuye, cambiando el tamaño de la pupila para regular la cantidad de luz que penetra en el ojo. La pupila aumenta de tamaño cuando necesita más luz para ver mejor y disminuye cuando hay mucha luz. El *cristalino* del ojo está ubicado justo detrás del iris. Al igual que la lente de una cámara, el cristalino del ojo enfoca la luz para crear imágenes nítidas. La luz que ha sido enfocada a través de la córnea y del humor acuoso llega al cristalino, que entonces la proyecta más lejos, enviando los rayos de luz a la retina a través del humor vítreo. Para enfocar objetos con claridad a distancias variables, el cristalino tiene que cambiar de forma. El *cuerpo ciliar* contiene la estructura muscular que modifica la forma del cristalino del ojo. En personas con visión normal, el cuerpo ciliar aplana el cristalino lo suficiente como para enfocar objetos a una distancia de 20 pies (6

metros) o más. Para ver objetos más cercanos, este músculo se contrae para ensanchar el cristalino. Los niños pequeños pueden ver objetos a muy poca distancia; muchas personas mayores de 45 años tienen que alejar los objetos cada vez más para poder verlos con claridad. Esto se debe a que el cristalino pierde elasticidad a medida que se envejece.

La retina (la fina capa de tejido sensible a la luz que recubre la parte trasera de la pared del globo ocular) está compuesta de millones de receptores de luz. Son los bastoncillos y conos. Los bastoncillos son mucho más sensibles a la luz que los conos. En cada ojo existen unos 125 millones de bastoncillos que ayudan a ver cuando la luz es tenue y a percibir la escala de grises, pero no distinguen los colores. A su vez, los 6 millones de conos que existen en cada ojo permiten ver cuando la luz es brillante y también percibir el color y los detalles

La *mácula* es una pequeña zona especializada de la retina. La mácula ayuda a que los ojos perciban pequeños detalles cuando se mira un objeto directamente. Contiene principalmente conos y algunos bastoncillos. Cuando la luz se proyecta en la retina, estimula los bastoncillos y conos. La retina entonces envía señales nerviosas al *nervio óptico* por la parte trasera del ojo. El nervio óptico envía estas señales al cerebro, que las interpreta como imágenes visuales. La parte del cerebro que procesa la información visual e interpreta los mensajes que envía el ojo se denomina *corteza visual.*

Al igual que en una cámara, el cristalino transmite inversamente las imágenes de luz. El cerebro sabe distinguir que los impulsos recibidos de la parte superior de la retina pertenecen realmente a la parte inferior del objeto que estamos viendo y viceversa. La mayoría de las personas utiliza ambos ojos para ver un objeto. Esto se denomina visión binocular, en ella las imágenes se forman en la retina de cada ojo. Estas imágenes son un poco diferentes porque el objeto se ve desde ángulos ligeramente distintos. Las señales nerviosas que representan a cada una de las imágenes son enviadas al cerebro donde son interpretadas como dos visiones del mismo objeto. Algunas de las fibras nerviosas de cada uno de los ojos se cruzan, por lo que cada lado del cerebro recibe mensajes de ambos ojos. A través de la experiencia, el cerebro aprende a calcular la distancia a la que se halla un objeto basándose en el grado de diferencia que hay en las imágenes que recibe de ambos ojos. Esta habilidad para percibir la distancia se denomina percepción de profundidad.

La visión es un proceso perfecto. Todas las partes del ojo, y del cerebro, tienen que funcionar conjuntamente para que una persona vea bien. Sin embargo, puesto que la estructura del ojo es tan compleja, pueden fallar muchas cosas. [4]

1.5.2. Color

Los conos, que dominan la fóvea[9], puede detectar longitudes de onda entre 400 y 700 nm. La cantidad de conos de la retina se puede dividir en tres categorías, cada uno conteniendo un pigmento. Los pigmentos tienen un ancho de banda en el orden de 100 nm, con coincidencia significativa, y con sensibilidades máximas a 560 nm (amarillo-verde), 530 nm (azul-verde), y 430 nm (violeta). Estos tres casos son comúnmente conocidos como rojo, verde y azul. En comparación con el sistema auditivo, cuya gama de sensores coclear puede discriminar miles de diferentes frecuencias sonoras, el sistema visual es relativamente pobre con sólo tres parámetros de frecuencia. En cambio, la retina gasta la mayor parte de su resolución sobre la información espacial. La habilidad de ver colores no se da en muchas especies, entre estos gatos, perros, y algunos primates, así como en la mayoría de especies animales nocturnas, ya que los conos son inútiles en poca luz.

Por tener tres tipos de conos a una determinada posición en la retina, un espectro simplificado puede ser detectado, figura 25, y representado por tres variables independientes, un concepto conocido como *tricromacia.* Este modelo es también la base subyacente del modelo de color (RGB, *Red-Green-Blue)* usado en monitores de vídeo y televisión a color. Las barras no contribuyen a la discriminación de color, a pesar de que el pigmento en las barras añade un cuarto pico de sensibilidad independiente. Experimentos psicofísicos han enmarcado un complejo mapa redundante entre el espectro y el color percibido, o tono, incluyendo no sólo el rojo, naranja, amarillo, verde y azul, sino también tonos tales como el rosa, violeta, marrón, verde oliva, colores que no es posible encontrar en el arco iris. Algunos de estos pueden ser alcanzados mediante la introducción de dos variables: *saturación*, que permite la mezcla con la luz blanca, e *intensidad*, que controla el nivel de color. Así pues, tres variables están aun implicadas: matiz, saturación e intensidad. Otro modelo de visión de colores fue presentado en el siglo 19 por Ewald Hering. Esta teoría también se adhiere al concepto de tricromacia, exponiendo tres variables independientes. Sin embargo, a diferencia el modelo de Young-Helmholtz, estas variables están firmadas, pueden ser positiva, negativa o cero. Resultando en tres ejes que son: rojo-verde, amarillo-azul, y blanco-negro. Este modelo también representa el fenómeno de la constancia de color, en el que la percepción del color de un objeto permaneces sin cambios bajo diferentes condiciones de luz ambiente proveídos con colores de fondo siempre disponibles para la comparación. [5]

[9] La **fóvea** es una pequeña depresión en la retina, en el centro de la llamada mácula lútea. Ocupa un área total un poco mayor de 1 mm cuadrado. Es el área de la retina donde se enfocan los rayos luminosos y se encuentra especialmente capacitada para la visión aguda y detallada.

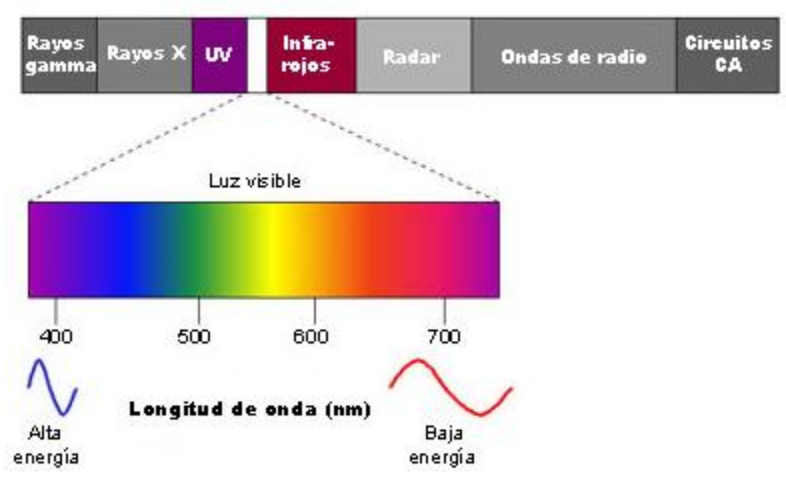


Figura 25. Espectro visual.

Imagen tomada de www.a-diba.net/es/arevalo1.php

1.5.3. Resumen de subcapítulo

La capacidad del cuerpo humano de interactuar con el medio que lo rodea se le debe otorgar al sistema visual, puesto que es este quien permite el poder reconocer e identificar objetos. Está compuesto por el ojo, el cual se puede con una cámara fotográfica ya que ambas estructuras tienen grandes semejanzas. La cornea es similar en funcionamiento a la lente fotográfica, son lentes positivas cuya función es la de hacer que los rayos de luz que inciden en ellas enfoquen en un solo punto, película fotográfica o retina respectivamente. Para que la córnea trabaje en forma óptima debe ser perfectamente transparente y tener las curvaturas adecuadas. De no ser así, la imagen proporcionada será defectuosa o no enfocará en el sitio debido. El siguiente elemento es la retina, la cuales como la película fotográfica, con la diferencia que la retina cuenta con una sensibilidad luminosa muy reducida (limitada sólo al espectro visible). En el ojo, el diafragma corresponde al iris, que es una estructura muscular perforada en su centro (pupila), y es el responsable del control de la luz que incide en la retina. Así, cuando existe poca luz ambiente, el iris se dilata creando una pupila muy grande, mientras que si la luz es intensa el iris se contrae cerrando al máximo la pupila. Otra función importante de los ojos es la capacidad de reconocer colores, aunque es muy limitada (solo tres parámetros de frecuencia), puede ser dividida en rojo, verde y azul.

REFERENCIAS

[1]Stetten, G. "Vision System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.
Ed. Joseph D. BronzinoBoca Raton: CRC Press LLC, 2000

[2][3]http://www.uam.es/personal_pdi/psicologia/travieso/web_percepcion/sistemav.html
http://www.otorrinoweb.com/_izquie/temas/05.1equi/sis_visual_6.htm

[4] Stetten, G. "Vision System."
*The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.*Ed. Joseph D. Bronzino.
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 74-75.

[5] Stetten, G. "Vision System."
*The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.*Ed. Joseph D. Bronzino.
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 79.

Goñi, V.,Hernández, B.,Indurain, G., Sarriés, V., Insausti. K. Eguinoa, P. Esquiroz, M. y Beriain, M. J. *Visual evaluation of beef color from Navarra: Need of color scales.* Proc. Of the 5th Pangborn SensoryScience Symposium Boston (2003). Pag: 3-4.

1.6. SISTEMA NERVIOSO

El sistema nervioso es un sistema de control, que recibe señales, codifica información y posteriormente la procesa. Es básicamente un sistema de comunicación cuyos componentes usan sustancias y energía en el procesamiento de señales y reorganización de las mismas. La pregunta que siempre surge es ¿cómo funciona el sistema nervioso? y ¿cuáles son sus principios de operación?. Aun no ha sido posible encontrar una respuesta concreta a ambas preguntasen. En el presente apartado el enfoque estará principalmente en las relaciones y procesos entre neuronas y sus relaciones en el sistema nervioso. Las funciones propias del sistema, entre las cuales está el reconocimiento de patrones y la inhibición lateral.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

1.6.1. Definiciones

El sistema nervioso puede ser definido como una organización de células nerviosas y a su vez de células no nerviosas. Las células nerviosas llamadas neuronas, figura 26, están especializadas en generar, integrar, y conducir de las señales entrantes del mundo exterior o de otras neuronas y entregarlas a otras células excitables como las células musculares. Los sistemas nerviosos en animales grandes son fácilmente reconocibles, pero es muy diferente cuando es una especie pequeña, el criterio para poder definirlos es difícil de aplicar. Un sistema nervioso central (CNS por sus siglas en ingles) puede ser fácilmente distinguible de un sistema nervioso periférico (PNS por sus siglas en ingles), ya que contiene la mayor parte motora y demás partes nucleadas en las neuronas que activan los músculos y otros órganos. Los PNS contienen todas las células de nervios sensoriales del cuerpo, con algunas excepciones, además de plexos[10] locales, ganglios locales y axones[11] periféricos que componen los nervios. La mayoría de los axones van todo el camino dentro del CNS, mientras que el resto permanecen en plexos periféricos.

[10] Red de nervios, venas o vasos linfáticos.

[11] Prolongación filiforme de la célula nerviosa, a través de la cual viaja el impulso nervioso de forma unidireccional, y que establece contacto con otra célula mediante ramificaciones terminales.

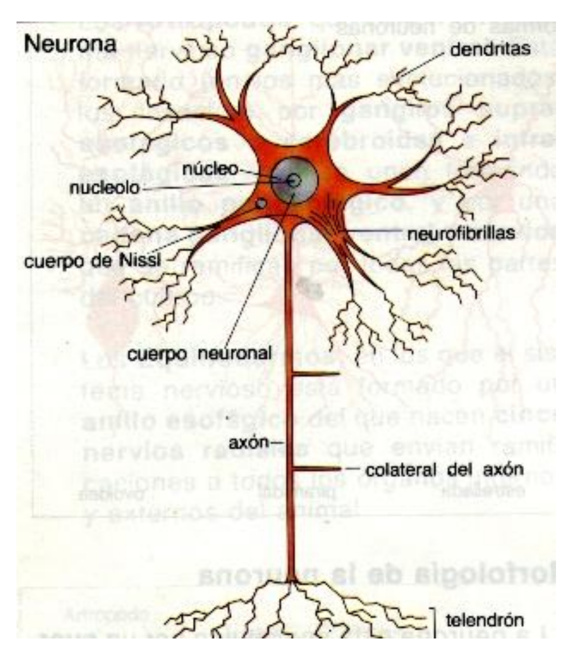


Figura 26. Partes de una neurona

Imagen tomada de http://psi-clau.blogia.com/upload/20071216220722-neurona.jpg

El sistema nervioso tiene dos roles principales:

1. Regular, actuando homeostáticamente en la restauración de algunas condiciones del organismo después de algún estímulo externo.
2. Actuar para alterar una condición preexistente reemplazándola o modificándola.

Se podría dividir el sistema nervioso en cuatro componentes: transductores sensoriales, neuronas, axones, y fibras musculares. Cada uno de estos componentes recoge, procesa, y transmite información que incide sobre ellos mismos desde el mundo exterior, usualmente en la forma de un estímulo complejo. El procesamiento es llevado a cabo por tejidos excitables –neuronas, axones, receptores sensitivos, y fibras musculosas. Si las neuronas son puestas en pequeños grupos, forman redes neuronales que se comunican entre ellas químicamente, o eléctricamente. La principal característica de una célula es el cuerpo de la célula o *soma*, el cual contiene el núcleo, y un número de ramificaciones originadas desde el cuerpo de la célula llamadas dendritas, que son las que realizan los contactos con otras células. Estos contactos sirven como la entrada de información a la célula, mientras que la salida de información sigue otro camino de conducción, el axón. Hay dos tipos de salidas que pueden ser generadas y por lo tanto hay dos tipos de neuronas: aquellas que generan potenciales graduales que atenúan la distancia y aquellas que generan potenciales de acción. Los axones usualmente terminan en otras neuronas por medio de las terminales

sinápticas, y tienen propiedades similares a las de un cable eléctrico, variando en diámetros variantes y su velocidad de transmisión.
Los axones pueden ser de dos tipos: mielinizado o inminielizado. En el primer caso, el axón está rodeado por un espeso material grasoso, la mielina, que es interrumpida regularmente por los llamados *nodos de Ranvier*. El axón hace conexiones funcionales con otras neuronas por medio de un proceso conocido como sinapsis, que se realiza por el cuerpo de la célula, las dendritas o los axones. Existen dos tipos de sinapsis: excitatoria e inhibitoria y como sus nombres lo implican, incrementan la frecuencia de disparos de las neuronas postsinapticas o la disminuyen, respectivamente. Los receptores sensoriales son células especializadas que, en respuesta a un nuevo estímulo, generan una correspondiente señal eléctrica.
Es importante resaltar que el término receptor es usado en fisiología para referirse no solo a receptores sensoriales sino que además, en un sentido diferente, a proteínas que unen neurotransmisores, hormonas, y otras sustancias con gran afinidad y especificidad como un primer paso en la puesta en marcha de las respuestas fisiológicas. Este receptor es usualmente asociado con células no neuronales que la rodean y forman un *órgano sensorial.* Las formas de energía, convertidas por los receptores incluyen energía mecánica, térmica, electromagnética, y química. La forma de energía particular a la cual un receptor es más sensible es llamado su *estímulo adecuado.*
En los complejos órganos sensoriales tales como los usados en audición y visión, existen células receptoras separadas y cruces sinápticos entre los receptores y nervios aferentes. En otros casos tales como los nervios sensoriales de la piel, los receptores al ser especializados, la respuesta a cualquier estímulo de fuerza que sea mantenido por un largo periodo de tiempo, cada vez será más corta. Este fenómeno es conocido como *adaptación:* si la adaptación es muy rápida, entonces los receptores son llamados fasicos; de otro modo son llamados tónicos. Otro punto importante es la codificación de información sensorial, los potenciales de acción son similares en todos los nervios aunque hay variaciones en su velocidad de conducción y otras características. Además no importa donde un camino sensorial es estimulado a lo largo de su curso hacia el cerebro, la sensación producida es referida a la localización del receptor. Esta es la ley de proyecciones, un ejemplo de esta ley es el "miembro fantasma", en el cual un amputado se queja de una sensación de rasquiña en el miembro amputado. [1]

1.6.2. Funciones del sistema nervioso

La unidad básica es el arco reflejo, este arco consiste de un órgano sensorial, una neurona aferente, una o más sinapsis en una estación central de integración (o ganglio simpatetico), una neurona eferente y un efector. El arco de reflejo más simple es el monosinaptico, el cual solo tiene una sinapsis entre las neuronas aferentes y eferentes. Con más de una sinapsis el arco reflejo es llamado polysinaptico. En los mamíferos, la concentración entre

neuronas somáticas aferentes y eferentes es encontrada tanto en el cerebro como en la medula espinal. El mensaje de un potencial de acción es llevado por un axón que eventualmente alimentara un músculo, a una célula secretora, o a una dendrita de otra neurona. Si el punto final es una neurona motora, lo cual ha sido encontrado en el caso de fibras de los finales primarios, entonces hay un lapso entre el tiempo cuando el estímulo fue aplicado y cuando la respuesta es obtenida del músculo. Este intervalo de tiempo es llamado *tiempo de reacción* y en humanos es de aproximadamente de 20 milisegundos. La distancia de la médula espinal es posible medirla, y ya que las velocidades de conducción de ambas fibras tanto eferentes como aferentes son conocidas, otra importante cualidad puede ser calculada: el *retraso central.* Este retraso es la porción del tiempo de reacción que fue usado para la conducción hacia y desde la medula espinal.

En general, un músculo flexor es emparejado con un músculo extensor, y dichos músculos no pueden ser activados simultáneamente. Esto significa que las neuronas motoras que afectan a cada uno de estos no se activan al mismo tiempo. En cambio, cuando un conjunto de neuronas motoras es activado, el otro se inhibe, y viceversa. Cuando el movimiento implica dos o más músculos que normalmente cooperan al mismo tiempo, la excitación de uno causa de facilitación del otro.

El sistema nervioso, como se mencionó anteriormente, es un sistema de control de procesos que se ajusta a operaciones tanto internas como externas. Como seres humanos, se tienen experiencias que cambian la percepción de los acontecimientos en el entorno. Es posible que algunos objetos y condiciones que tengan contacto directo con la superficie de un individuo, lo afecten directamente. La información sobre los cambios en algún momento ofrece un pronóstico de la posible situación futura. La cantidad de información necesaria para representar las condiciones cambiantes aumenta a medida que la resolución de detalles temporales aumenta. Esto crea una gran cantidad de datos a ser procesados. Teniendo en cuenta el hecho de que la información que alcanza los receptores sensoriales es demasiado extensa y redundante, y a su vez modificada por la injerencia externa (ruido), el sistema nervioso tiene una tarea enormemente difícil de llevar a cabo.

Una mayor respuesta a un determinado estímulo puede ser producida por las estructuras que, o bien aumentan la energía que converge en un receptor o aumentan la eficacia de acoplamiento de un determinado tipo de estímulo con su receptor. Diferentes especies tienen sistemas sensoriales que responden a estímulos que son importantes para ellos y su supervivencia. A menudo, un sistema nervioso responde a condiciones que no son captadas por otro sistema. La transducción, procesamiento y transmisión de señales en todo el sistema nervioso produce el mecanismo de supervivencia de un organismo, pero sólo después de que estas señales han sido modificadas por órganos efectores.

La pregunta que surge entonces es: ¿Cómo reúne el sistema nervioso las señales a su disposición para que pueda determinarse una salida? Para que sea posible lograr entender cómo el sistema nervioso interpreta la información en un momento dado de tiempo, se debe entender que los procesos que se llevan a cabo dependen tanto de forma celular,

como de una arquitectura topológica y de propiedades fisiológicas que relacionan la entrada y salida. Es decir, se tiene que conocer las funciones de transferencia o las funciones de acoplamiento, su integración depende de la ponderación de las entradas. Uno de los factores importantes que determinan la ponderación es la zona de contacto sináptico.

La distribución espacial de entrada no es realizada al azar, sino más bien es sistemáticamente restringida. Además, la amplia variedad de características geométricas de sinapsis es, sin duda, importante para la ponderación de las diferentes combinaciones de entradas. Cuando estímulos repetidos se presentan en diversos intervalos en cruces diferentes, diferentes potenciales sinápticos crecientes son generados si los intervalos entre ellos no son demasiado cortos o demasiado largos. Este aumento se debe a un fenómeno llamado *facilitación.*

Si la respuesta dura más tiempo que el intervalo entre los impulsos, de tal manera que la segunda respuesta se eleva desde el residuo de la primera, entonces es sumatoria temporal. Si, además, la respuesta incrementada debido al segundo estímulo es más grande que la anterior, entonces es facilitación. La facilitación es una importante función del sistema nervioso y se encuentra en diferentes formas y duraciones que van desde unos pocos milisegundos a décimas de segundos. La facilitación puede variar desde formas de sensibilización a formas de aprendizaje, especialmente en intervalos largos. Un caso especial es el llamado potencialización postetánica, que es el resultado de estimulación a alta frecuencia durante largos períodos de tiempo (aproximadamente 10 segundos). Este es un caso interesante, ya que los efectos no se pueden ver durante la estimulación, pero después, cualquier estímulo a diferentes intervalos crea un aumento marcado en respuesta, muchas veces mayor al estímulo "tetánico".

La *antifacilitación* es el fenómeno donde un decremento de la respuesta de la neurona se observa en determinados cruces debido a impulsos sucesivos. Tanto la facilitación y Antifacilitacion pueden observarse en la misma neurona pero en diferentes funciones de la misma. [2]

1.6.3. Inhibición Lateral

La precisión con que un estímulo puede localizarse y diferenciarse de otro adyacente depende del tamaño del campo receptivo[12] cubierto por una neurona aferente individual y por la cantidad de traslapo de los campos receptivos vecinos.

Un tipo importante de tal interacción en que las neuronas aferentes y las interneuronas mismas inhiben otros componentes aferentes paralelos, es la *inhibición lateral.* Este fenómeno, es utilizado por el sistema nervioso para mejorar la resolución espacial y el contraste. El área localizada de la sensación está rodeada de un área de inhibición y

[12] Se denomina **campo receptivo** de una neurona la región del espacio en la cual la presencia de un estímulo altera la respuesta de dicha neurona, esto es, la tasa de impulsos electroquímicos que dicha neurona genera.

sensibilidad disminuida; ésta sirve para refinar y clarificar la información acerca de la localización del estímulo en su camino hacia niveles superiores del sistema nervioso central, y para intensificar los contrastes. La inhibición lateral puede demostrarse de la siguiente manera. Si, manteniendo cerrados los ojos, se presiona contra un dedo la punta de un lápiz ésta puede ubicarse con precisión aunque la región de la piel que queda alrededor se hunda, y se activen los mecanoreceptores que hay dentro de toda esta área (Figura 27A). Esta información potencial es descartada por los mecanismos de inhibición lateral, y la punta del lápiz se localiza con precisión (Figura 27B y 27C). La inhibición lateral ocurre virtualmente en las vías de todas las modalidades sensoriales, y es de gran importancia para la detección y énfasis del contraste, pues sirve para reducir las respuestas más débiles y recoger las más fuertes en una vía común. [3]

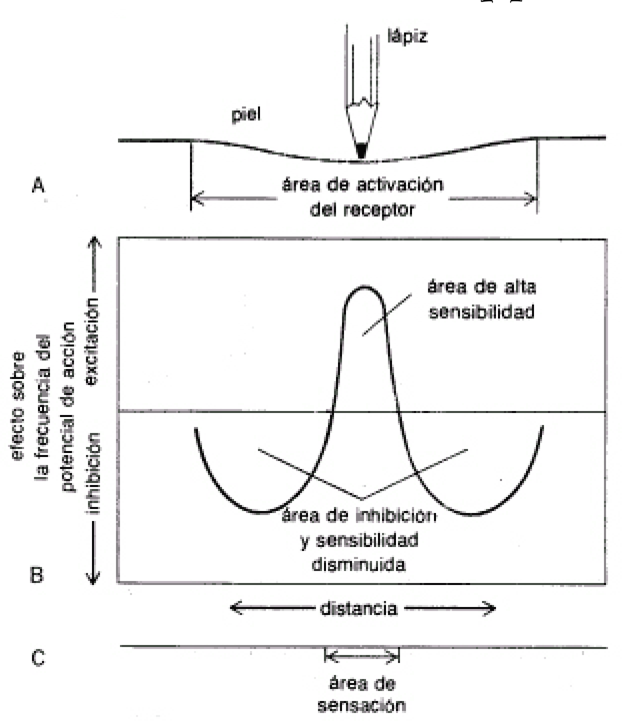


Figura 27. (A) La punta de un lapiz presionando sobre la piel hunde la zona. Los receptores se activan debajo de la punta del lapiz y en el tejido adyacente. (B) Debido a la inhibicion lateral, el area de excitación queda rodeada por un area de inhibicion. (C) La sensacion se localiza en una region mas restringida que aquella donde realmente se activaron los mecanoreceptores.

Imagen tomada de
http://mazinger.sisib.uchile.cl/repositorio/ap/ciencias_quimicas_y_farmaceuticas/apfis1b/Cap16.html

1.6.4. Funciones superiores del Sistema Nervioso

Reconocimiento de patrones

Una de las formas de entender la percepción humana es por medio del mecanismo de procesamiento de información en el cerebro. El reconocimiento de patrones es una de las funciones del cerebro, una tarea realizada por circuitos neuronales, los llamados *extractores de características*. Son estos los que nos permiten reconocer rostros, o rangos distintivos de algunas personas, y además crear una representación de lo que son. Para ello son usados lo potenciales evocados (EPS). Aunque fisiológicos en esencia, los EPS están todavía muy lejos de darnos información a nivel neuronal. Sin embargo, se han utilizado ampliamente como una forma de sondear cerebros humanos a causa de su carácter no invasivo. Los EPS pueden considerarse el resultado de la integración de la actividad neuronal de muchas neuronas en algún lugar del cerebro. Este potencial bruto puede utilizarse como una medida de la respuesta del cerebro a la alguna entrada.
Uno de los fenómenos más difíciles de explicar es la *atención selectiva*, gracias al cual solo se presta atención a algo que interese, mientras al mismo tiempo se desecha todo el resto de información entrante. Además existe el hecho de que algunas especies evolucionen de acuerdo a cómo se relacionan con su entorno. Todo lo anterior podría ser explicado si se supone que en alguna parte del cerebro hay un circuito donde los conocimientos previos o la experiencia son usados como retroalimentación para el cerebro mismo. Esta retroalimentación modifica la capacidad del cerebro para responder de una manera diferente al mismo estímulo la próxima vez que se presenta. En cierto modo, entonces, el cerebro crea "imágenes" mentales independientes del estímulo que tienden a modificar la representación en el cerebro.

Si se considera el cerebro como un enorme conjunto de redes neuronales, es necesario estudiar cuál es el papel de la neurona dentro en la red, y cuál es el papel de cada red en el proceso global del cerebro. En algunos casos, se cree que las neuronas pueden afectar la realimentación que existe hacia el cerebro. De ser cierto, significa que es posible revertir el proceso de reconocimiento de patrones, y en lugar de reconocer uno, existiría la posibilidad de crear un patrón que esté basado en una amplia variedad de posibles patrones. Sería como crear un vínculo entre el cerebro y una computadora; equivalente a una red sistemática cerebro-computador.

La siguiente figura (Figura 28) es un esquemático de la representación del proceso involucrado en lo que es llamado lazo de realimentación del sistema.

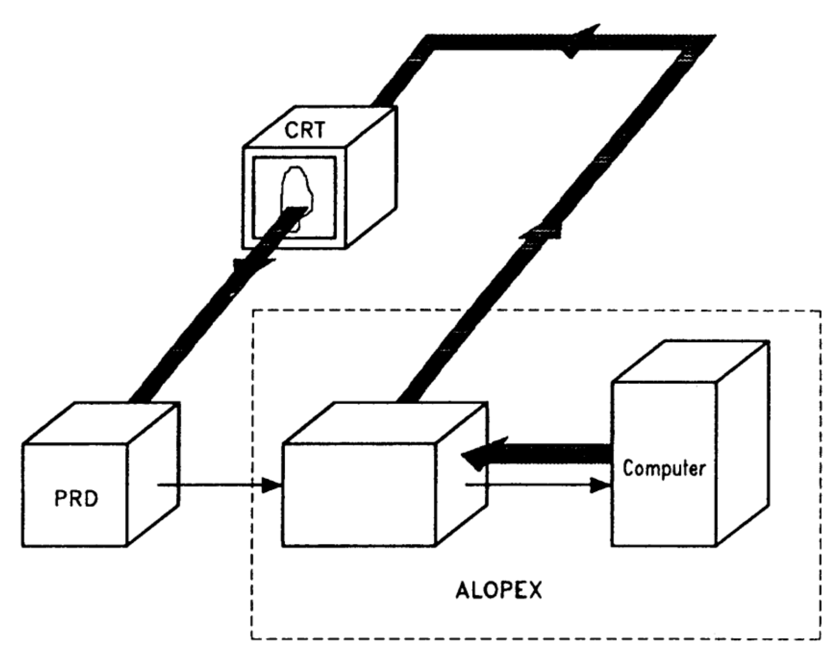


Figura 28. Sistema Alopex. El estímulo se presenta en el CRT. El observador o cualquier dispositivo de reconocimiento de patrones (PRD) es colocado en frente al CRT, la respuesta del sujeto es enviada a la unidad de interfaz Alopex, donde es grabada e integrada, y la respuesta final es enviada a la computadora. La computadora calcula los valores del nuevo patrón a ser presentado en el CRT de acuerdo al algoritmo Alopex, y el proceso continúa hasta que el patrón deseado aparece en la CRT. En este punto, la respuesta se considera óptima, y el proceso se detiene.

Imagen tomada de Micheli-Tzanakou, E. "Nervous System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Pag: 68.

El dispositivo para reconocimiento de patrones (DRP) está conectado a un sistema ALOPEX (un algoritmo informático y un procesador de imágenes en este caso) y frente a un monitor donde los diferentes patrones de intensidad pueden ser mostrados. Flechas delgadas representan la información de respuesta y las flechas anchas representan la información detallada de patrones que generada el computador y es transmitida por el sistema ALOPEX al monitor. Si este tipo de arreglo es usado para la determinación de los campos receptivos de las neuronas, entonces el DRP no es más que el cerebro de un animal. Entonces la neurona bajo investigación hace su propia selección de los mejores estímulos o activa la función e invierte el papel de la neurona de ser un extractor de características a convertirse en un generador de características La idea es encontrar la respuesta de la neurona a un estímulo y utilizar esta respuesta como una retroalimentación positiva en una evaluación dirigida.

A medida que se adquiera experiencia, los patrones son cada vez menos aleatorios. Si se comienza con un patrón que tiene algún parecido a uno de los modelos preexistentes, la evolución seguirá su curso. La percepción, por lo tanto, podría ser considerada como una interacción entre entradas sensoriales y la experiencia del pasado en forma de plantillas

almacenadas en la memoria del perceptor, y específicas para las necesidades del mismo. Estas plantillas son modificables con el tiempo y se adaptan de acuerdo al estímulo de entrada. Con este enfoque, las redes neuronales y conjuntos de redes bajo observación generan modelos que describen el pensamiento y las propiedades de su memoria. El flujo normal de información se invierte y controla los sistemas aferentes. Los procesos de percepción así como la extracción de características o la supresión de imágenes u objetos puede ser asignada a determinados mecanismos neuronales debido a alguna entrada sensorial o incluso debido a algunas "ilusiones" del DRP. Si es cierto que la asociación de la corteza está afectando la sensibilidad de la corteza sensorial, entonces un mecanismo ALOPEX es lo que se necesita para cerrar el lazo de memoria y aprendizaje. [4]

1.6.5. Resumen de subcapítulo

El Sistema Nervioso es, junto con el Sistema Endocrino, el rector y coordinador de todas las actividades, conscientes e inconscientes del organismo, consta del sistema cerebroespinal (cerebro y médula espinal), los nervios y el sistema vegetativo o autónomo. Los proceso de control del sistema nervioso son complejos procesos El sistema nervioso central realiza las más altas funciones, ya que atiende y satisface las necesidades vitales y da respuesta a los estímulos. Ejecuta tres acciones esenciales, que son: la detección de estímulos, la transmisión de información y la coordinación general. El Sistema Nervioso es el que permite la relación entre el cuerpo y el exterior, además regula y dirige el funcionamiento de todos los demás órganos. El siguiente elemento importante son las Neuronas las cuales son las unidades funcionales del sistema nervioso. Son células especializadas en transmitir por ellas los impulsos nerviosos. Desde el punto de vista anatómico el sistema nervioso se divide en: Sistema Nervioso Central y Sistema Nervioso Periférico.

REFERENCIAS

[1]Micheli-Tzanakou, E. "Nervous System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 61-63.
http://www.herrera.unt.edu.ar/bioingenieria/Temas_inves/sist_nervioso/Pagina1.htm

[2]Micheli-Tzanakou, E. "Nervous System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 63-64

[3]http://www.uam.es/personal_pdi/psicologia/travieso/web_percepcion/sistemav.htm
Micheli-Tzanakou, E. "Nervous System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 63-64

[4]Micheli-Tzanakou, E. "Nervous System."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 67-69

1.7. SISTEMA AUDITIVO

El sistema encargado de percibir e interpretar los sonidos consta de tres partes fundamentales: el oído, dos nervios auditivos y una parte de la estructura cerebral. El oído recibe un flujo de energía acústica muy complejo, constituido por la suma de un conjunto de señales procedentes de diversas fuentes situadas en el medio ambiente. La complejidad, sin embargo es reducida si se considera únicamente las señales audibles para un determinado ser. A través de los nervios auditivos, la energía acústica entrante es conducida hacia estructuras cerebrales especializadas, que se encargan de procesar las señales sonoras, discriminar e identificar las diferentes clases de sonidos y localizar sus diversas fuentes de procedencia. La transformación de las señales acústicas en señales fisiológicas se produce en el oído. En su parte externa, están colocados el tímpano y la membrana timpánica, sobre la que inciden las ondas acústicas de presión. Este proceso constituye la primera etapa en la transformación. Cuando el flujo sonoro estimula la membrana, las vibraciones de la señal se transmiten a través del oído medio mediante una cadena de pequeños huesos (martillo, yunque y estribo), merced a mecanismos de palanca, hasta la región sensible del sistema, el oído interno. En el siguiente subcapítulo se estudiaran las características del sonido, y la anatomía del sistema.

1.7.1. Variables físicas y psicológicas

1.7.1.1. *Acústica*

El sonido es producido por el movimiento de partículas variables en el tiempo en el aire. Dichos movimientos pueden ser definidos por sus variaciones de presión o por su volumen de velocidades. *Volumen de velocidades* se define como la velocidad media de partículas producida a través de una sección transversal y es el análogo acústico de la corriente eléctrica.
Presión es el análogo acústico de la tensión. *Intensidad acústica* es la tasa media del flujo de energía a través de una unidad de área normal hacia la dirección de propagación de la onda sonora. Es el producto de la presión acústica y el volumen de velocidades y es análogo a la energía eléctrica. *Impedancia acústica*, análogo de la impedancia eléctrica, es la compleja relación entre la presión acústica y el volumen de velocidades. El sonido es a menudo descrito en términos de, ya sea, presión acústica o intensidad acústica.

El sistema auditivo tiene un amplio rango dinámico, es decir, responde a varias décadas de cambio en la magnitud de la presión acústica. Debido a este amplio rango dinámico, es útil para describir las variables independientes en términos de decibelios, donde la intensidad

acústica esta descrita por $dB = 10\log(I/I_0)$, donde I_0 es la intensidad de referencia, o equivalentemente para la presión acústica, $dB = 20\log(P/P_0)$, donde P_0 es la presión de referencia. [1]

1.7.1.2. *Psicoacústica*

Variables físicas, tales como frecuencia e intensidad, pueden tener variables psicológicas correlacionadas, tales como afinación y sonoridad. Las relaciones entre variables psicológicas y acústica, constituyen el campo de estudio de la Psicoacústica. Las personas sin pérdida de audición detectan frecuencias tonales de 20 Hz a 20 kHz. A 2 y 4 kHz, su *rango dinámico*, el umbral entre espacio y el dolor, es de aproximadamente 120 dB. El umbral mínimo para el sonido se produce entre 2 y 5 kHz y es de unos 20 μPa. [2]

1.7.2. Sistema auditivo periférico

1.7.2.1. *Oído externo*

El oído externo, figura 29, es la parte exterior del oído que recoge las ondas sonoras y las dirige al interior del oído. La única parte visible del oído es el pabellón auditivo (la aurícula) que, debido a su especial forma helicoidal, es la primera parte del oído en reaccionar ante el sonido. El pabellón auditivo funciona como una especie de embudo que ayuda a dirigir el sonido hacia el interior del oído. Sin la presencia de este embudo las ondas sonoras tomarían una ruta directa hacia el conducto auditivo. Esto haría que el proceso de audición fuera difícil e ineficaz ya que gran parte del sonido se perdería y sería más difícil escuchar y comprender los sonidos .

El pabellón auditivo es imprescindible debido a la diferencia de presión que existe en el interior y exterior del oído. La resistencia del aire es mayor en el interior que en el exterior del oído porque el aire del interior se encuentra comprimido, y por ello, a mayor presión. Para que las ondas sonoras penetren en el oído de la mejor forma posible, la resistencia del aire no debe ser demasiado alta. El pabellón auditivo es esencial para ayudar a vencer la diferencia de presión en el interior y exterior del oído. El pabellón auditivo funciona como un vínculo intermedio que hace que esta transición sea más suave y menos brutal, permitiendo que penetren mayor cantidad de sonidos en el conducto auditivo (meatus). Una vez que las ondas sonoras han superado el pabellón auditivo, se desplazan de dos a tres centímetros dentro del conducto auditivo antes de golpear el tímpano, también conocido como membrana timpánica.

El *tímpano* (membrana timpánica), el cual señala el inicio del oído medio, es extremadamente sensible. Para proteger al tímpano, el conducto auditivo se curva

ligeramente haciendo más difícil que por ejemplo, los insectos puedan alcanzarlo. Al mismo tiempo, la cera del oído (cerumen) del conducto auditivo ayuda a mantener fuera del oído las materias no deseadas, como el polvo, la suciedad y los insectos. El conducto auditivo, además de proteger el tímpano, actúa como un audífono natural que amplifica automáticamente los sonidos bajos y menos penetrantes de la voz humana. De este modo, el oído compensa parte de la debilidad de la voz humana, y hace más fácil oír y comprender una conversación normal. [3]

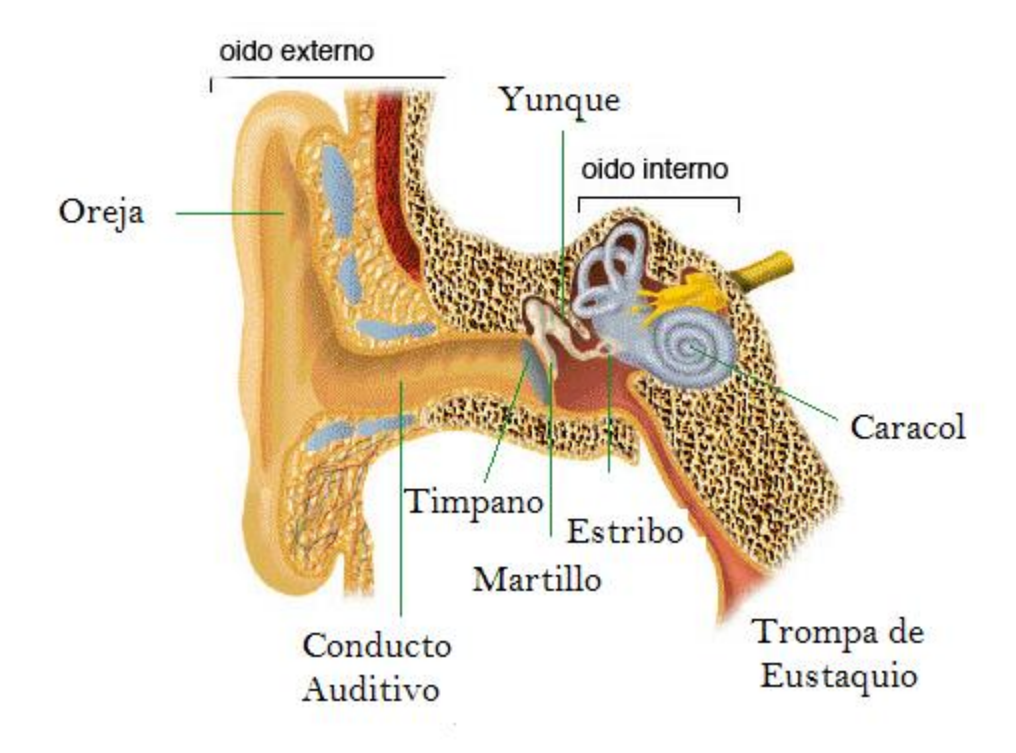


Figura 29. Estructura del oído

Imagen tomada de http://www.laorejaverde.es/aula/file.php/26/oido4.jpg

1.7.2.2. *Oído medio*

El oído medio, figura 29, es la parte del oído entre el tímpano y la ventana oval que trasmite los sonidos del oído externo al oído interno. El tímpano es muy fino, mide aproximadamente de 8 a 10 mm de diámetro y se estira por medio de pequeños músculos.

La presión de las ondas sonoras hace que el tímpano vibre. Las vibraciones se transmiten al interior por medio de tres huesos: martillo, yunque y estribo. Estos tres huesos forman

una especie de puente, y el estribo, el último hueso donde llega el sonido, está conectado con la ventana oval, esta es una membrana que recubre la entrada a la cóclea en el oído interno. Cuando el tímpano vibra, las ondas sonoras pasan por el martillo y el yunque hacia el estribo y posteriormente hacia la ventana oval. Cuando las ondas sonoras se transmiten desde el tímpano a la ventana oval, el oído medio funciona como un transformador acústico, amplificando las ondas sonoras antes de que lleguen al oído interno. La presión de las ondas sonoras es unas 20 veces mayor en la ventana oval que en el tímpano. La presión se aumenta debido a la diferencia de tamaño entre la superficie relativamente grande del tímpano y la superficie menor de la ventana oval. El mismo principio se aplica cuando una persona que lleva un zapato con tacón de aguja nos pisa. La pequeña superficie del tacón causa mucho más dolor que un zapato plano con una superficie mayor.

La trompa de Eustaquio se encuentra también en el oído medio, y conecta el oído con la última parte del paladar. La trompa de Eustaquio iguala la presión del aire a ambos lados del tímpano, garantizando que la presión no se acumula en el oído. El tubo se abre cuando tragamos, igualando la presión del aire en el interior y exterior del oído. En la mayoría de los casos la presión se iguala automáticamente, pero a veces no ocurre así, y puede ser necesario realizar la operación de tragado de forma enérgica. La acción de tragado forzará a abrirse al tubo que conecta el paladar con el oído, igualando así la presión. La acumulación de presión en el oído puede darse en situaciones en las que la presión en el interior del tímpano es diferente de la presión en su exterior. Si la presión no se iguala, se acumulará en el tímpano impidiendo que éste vibre adecuadamente. La vibración limitada hará que se reduzca ligeramente la capacidad de audición. Una gran diferencia de presión provocará malestar e incluso un ligero dolor. La acumulación de presión en el oído a menudo se da en situaciones en las que la presión es cambiante, por ejemplo, cuando se vuela. [4]

1.7.2.3. *Oído Interno*

El oído interno, figura 29, es la parte más interna del oído, formado por la cóclea, el órgano del equilibrio y el nervio auditivo. Una vez que las vibraciones del tímpano se han transmitido a la ventana oval, las ondas sonoras continúan su camino hacia el oído interno, esta es una intrincada zona de tubos y conductos, conocido como laberinto. En el laberinto puede encontrarse el *vestíbulo y la cóclea*. En la *cóclea o caracol*, las ondas sonoras se transforman en impulsos eléctricos que se envían al cerebro. El cerebro traduce esos impulsos en sonidos que pueda reconocer y entender. La cóclea parece la concha de un caracol o una manguera enrollada. La cóclea se encuentra llena de un fluido llamado perilinfa y contiene dos membranas colocadas muy cerca una de la otra. Estas membranas

forman una especie de pared de separación en la cóclea. Sin embargo, para que el fluido se mueva libremente en la cóclea de un lado al otro de la pared de separación, la pared dispone de un pequeño orificio (helicotrema). Este orificio es necesario, ya que garantiza que las vibraciones de la ventana oval se transmitan a todo el fluido que se halla en la cóclea. Cuando el fluido se mueve en el interior de la cóclea, miles de microscópicas fibras pilosas que están en el interior de la pared de separación se ponen a su vez en movimiento. Existen aproximadamente 24.000 de estas fibras pilosas, dispuestas en 4 largas filas. Todas las fibras pilosas están conectadas al nervio auditivo y, dependiendo de la naturaleza de los movimientos en el fluido coclear, se ponen en movimiento diferentes tipos de fibras pilosas. Cuando estas fibras se mueven, envían señales eléctricas al nervio auditivo que está conectado con el centro auditivo del cerebro. Los impulsos eléctricos se traducen en el cerebro en sonidos que puede reconocer y entender. Como consecuencia, estas fibras pilosas son esenciales para la capacidad de audición. Si estas fibras resultaran dañadas, entonces la capacidad auditiva de la que se dispondría se vería deteriorada.

El *vestíbulo* registra los movimientos del cuerpo, garantizando así que podamos mantener el equilibrio. Este consta de tres conductos con forma de anillo, orientados en tres planos diferentes. Los tres conductos están llenos de fluido que se mueve conforme a los movimientos del propio cuerpo. Además del fluido, estos conductos también contienen miles de fibras pilosas que reaccionan al movimiento del fluido, enviando pequeños impulsos al cerebro. El cerebro los decodifica y utiliza para ayudar al cuerpo a mantener el equilibrio. [5]

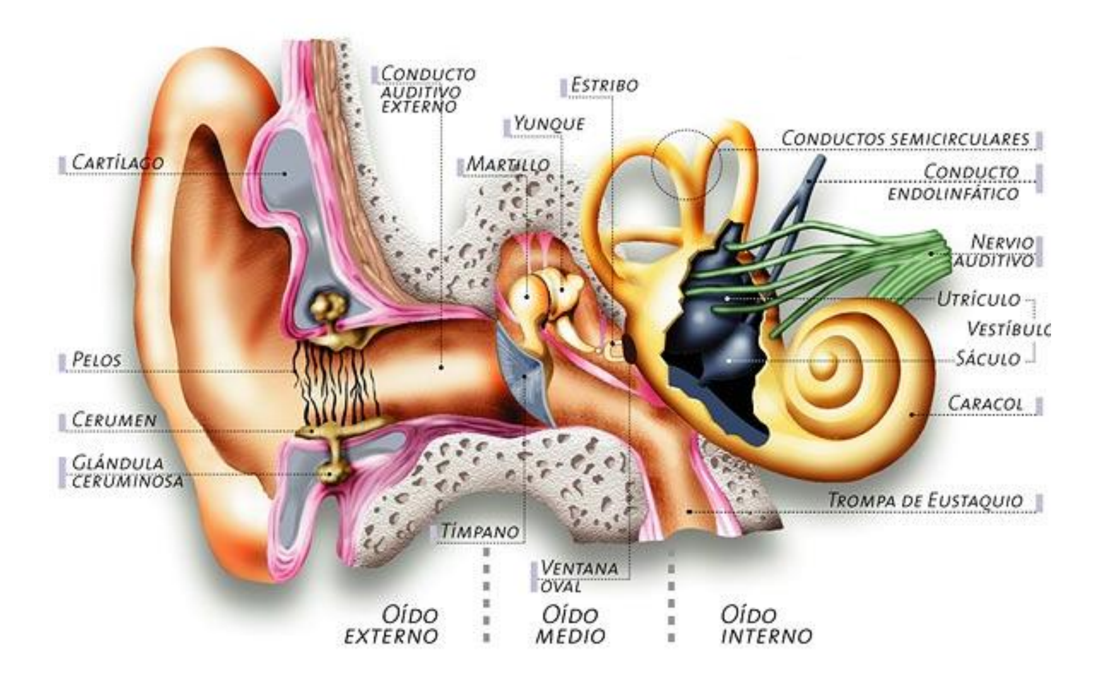


Figura 30. Sistema auditivo periférico

Imagen tomada de http://www.eumus.edu.uy/eme/cursos/acustica/apuntes/material-viejo/sisaud_m/img/sap01.jpg

1.7.3. Membrana Basilar

La membrana basilar es la responsable de la respuesta en frecuencia del oído humano. Esto se debe a que la membrana basilar varía en masa y rigidez a lo largo de toda longitud, con lo que su frecuencia de resonancia no es la misma en todos los puntos. En el extremo más próximo a la ventana oval y al tímpano, la membrana es rígida y ligera, por lo que su frecuencia de resonancia es alta. Por el contrario, en el extremo más distante, la membrana basilar es pesada y suave, con lo que su resonancia es baja frecuencia.

El margen de frecuencias de resonancia disponible en la membrana basilar determina la respuesta en frecuencia del oído humano, las audiofrecuencias que van desde los 20 Hz hasta los 20 KHz. Dentro de este margen de audiofrecuencias, la zona de mayor sensibilidad del oído humano se encuentra en los 1000 y los 5000 Hz. (Lo que explica porque el oído humano tiene mayor sensibilidad frente a los tonos agudos. La respuesta en frecuencia del oído humano (20 - 20 000 Hz), permite que sea posible tolerar un rango dinámico que va desde los 0 db (umbral de audición) a los 120 dB (umbral de dolor). Aunque es la membrana basilar la que analiza las frecuencias, las células capaces de decodificar esta información y enviarla al cerebro, no se encuentran ahí, sino que están en el órgano de Corti. El movimiento de la membrana basilar empuja al órgano de Corti

sobre la membrana tectorial[13]. Esta presión estimula de forma diferencial (en función de la frecuencia de resonancia de cada punto de la membrana basilar) a las células del órgano de Corti. Estas células interpretan la información y segregan una sustancia química que será transformada en los impulsos eléctricos que los nervios auditivos llevaran al cerebro. [6]

1.7.4. Órgano de Corti

Es el verdadero receptor auditivo. Se encuentra en el oído interno dentro del conducto coclear. Está conformado por células sensoriales, células de sostén y por la membrana tectoria. En él oído interno se encuentran el aparato auditivo (coclear) situado en posición anterior y el del equilibrio (vestibular) situado en posición posterior. Dentro de las cavidades del laberinto membranoso se encuentra el espacio endolinfático. El laberinto óseo tiene tres componentes: el caracol en la parte anterior, el vestíbulo en el centro y los conductos semicirculares en la posterior, figura 31. *El caracol* está situado en el eje perpendicular al del peñasco, este es un tubo enrollado alrededor de un eje cónico (llamado columela). El tubo del caracol o lámina de los contornos consta de dos vueltas y media alrededor de la columela, adelgazándose al llegar al vértice del caracol. Si se seccionara el conducto del caracol, veremos que se halla dividido en dos por una lámina ósea (la lámina espiral): una rampa superior o vestibular y otra rampa inferior o timpánica. La lámina espiral está fija en su borde interno a la columela y su borde externo está libre en la cavidad endolinfática.

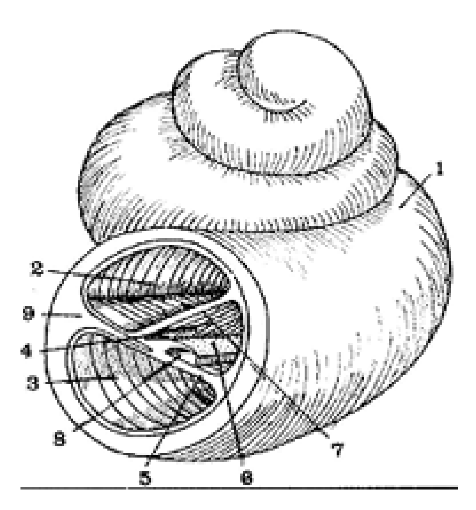


Figura 31. 1. caracol 2. Rampa vestibular 3.rampa timpánica 4. Canal coclear 5.membrana basilar 6. Membrana tectoria 7. Membrana de Reissner 8. órgano de Corti 9.Modiolo

Imagen tomada de http://www.alfinal.com/orl/corti.shtml

[13] Estructura gelatinosa dentro de la cóclea del oído.

El conducto coclear o laberinto membranoso o rampa media apoya sobre la membrana basilar que continúa a la lámina espiral. Allí asienta el órgano de Corti. En su pared externa asienta la estría vascular. [7]

1.7.5. Nervio Auditivo

El nervio auditivo, figura 32, o vestibulococlear tiene como misión transformar las vibraciones sonoras, por efecto miofónico, en impulsos nerviosos que llegan al cerebro y le informan tanto del equilibrio que mantiene el cuerpo como de la actividad sonora circundante. Está formado por dos grupos de fibras: unas las que constituyen la parte vestibular del octavo nervio y que provienen de utrículo, sáculo y conductos semicirculares y otras las que constituyen la parte coclear del octavo nervio provenientes del caracol y que se conectan con el cerebro a nivel del ángulo cerebelopontino entre la protuberancia anular del encéfalo y el bulbo raquídeo. [8]

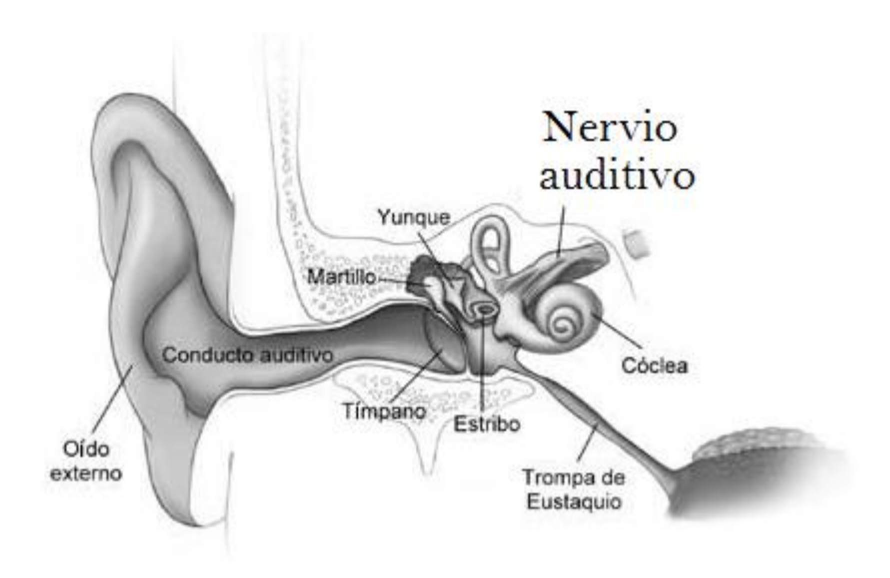


Figura 32. Ubicación del nervio auditivo

Imagen tomada de http://www.nidcd.nih.gov/staticresources/health/spanish/images/ear_full.jpg

1.7.6. Sistema auditivo central

El sistema auditivo central está formado por los nervios acústicos y los sectores del cerebro dedicados a la audición. Se trata también de la parte del sistema auditivo de la que menos se conoce, consecuencia del escaso conocimiento del cerebro y su funcionamiento en general. A menudo ignorado, el sistema auditivo central es fundamental en nuestra

audición, ya que es allí donde se procesa la información recibida y se le asignan significados a los sonidos percibidos, ya sea que pertenezcan a la música, al habla u otros. El nervio auditivo contendría alrededor de 30.000 neuronas y su función principal es la de transmitir los impulsos eléctricos al cerebro para su procesamiento. Pero también parecen existir otras vías que conducen impulsos desde el cerebro hasta la cóclea. No se sabe mucho de estas neuronas descendentes, pero aparentemente servirían para ayudar a una especie de ajuste de sintonía fina en la selectividad de frecuencia de las células ciliares e incrementar las diferencias de tiempo, amplitud y frecuencia entre ambos oídos. [9]

1.7.7. El núcleo coclear

El núcleo coclear (CN) puede subdividirse en al menos tres regiones diferentes: theanteroventral NC (AVCN), la posteroventral NC (PVCN), y la dorsal NC (DCN). Cada subdivisión tiene uno o más tipos de neuronas distintivas y conexiones intranucleares e internucleares únicas. Neuronas con clasificaciones morfológicas comunes se encuentran en las tres divisiones, especialmente células granulares, que tienden a recibir conexiones de tipo II de las células SGC. Clasificaciones morfológicas de las neuronas basadas en la forma de sus árboles dendríticos y somas, muestran que la parte anterior de la AVCN contiene muchas *células esféricas tupidas*, mientras que en su parte posterior, es posible encontrar tanto células globulares tupidas como también *células esféricas tupidas*. Células esféricas tupidas de reciben entradas de un tipo de célelas ganglionares tipo I a través de una larga formación sináptica, mientras que las células globulares pueden recibir entradas de algunas fibras aferentes. Estas terminaciones cubren una gran parte de la superficie soma y partes de la dendrita proximal, especialmente en las células esféricas tupidas, y tienen vesículas redondeadas presinapticamente, indicando entradas excitatorias a las células tupidas, mientras que otras terminaciones sinápticas de origen no coclear suelen tener vesículas aplanadas asociadas con entradas inhibitorias.
La neurona predominante en la PVCN es la célula octopus, esta distintiva etiqueta la recibe debido a su forma con dendritas localizadas asimétricamente. Las células octopus reciben entradas de tipo I SGCs en sus somas y dendritas proximales. Sus dendritas atraviesan la variedad de fibras cocleares, y estas a menudo siguen dendrita hacia el soma.
La región DCN es estructuralmente la región más intrincada del núcleo coclear (CN). Las células fusiformes son los más comunes de tipo morfológico. Sus somas se encuentran en las capas más profundas de la DCN, y sus dendritas se extienden hacia la superficie del núcleo y reciben principalmente entradas no cocleares. Las fibras cocleares atraviesan profundamente en la DCN para luego dirigirse hacia la superficie e inervar células fusiformes y células gigantes, que residen en la capa más profunda de la DCN. [10]

1.7.8. Complejo olivar

El complejo olivar consta de un núcleo olivar medial (MOS), bien desarrollado en

humanos, un núcleo olivar lateral (LOS) poco delimitado en nuestra especie y un pequeño núcleo del cuerpo trapezoide (NCT) rodeados por una porción especializada de la formación reticular que se conoce como núcleos periolivares. El complejo olivar superior recibe información de las neuronas con sinapsis especializadas NCV a las que hacía referencia anteriormente, las cuales proyectan bilateralmente a MOS, o también LOS ipsilateral y NCT contralateral, así como a los núcleos periolivares. A su vez, NCT proyecta a LOS de su mismo lado. Esta organización anatómica determina que las neuronas de MOS reciban con gran fidelidad temporal las señales de ambas cócleas. Las fibras aferentes y las dendritas de las neuronas de MOS tienen una disposición espacial que permite a las diversas células de MOS detectar distintas diferencias en el tiempo de llegada o en la fase de la señal coclear. Como decíamos, este procesamiento es útil en los sonidos de frecuencia baja. Las neuronas del LOS también reciben información binaural, pero en este caso de un modo más indirecto, y se especializan en la detección de diferencias de intensidad que permiten la localización de los sonidos de alta frecuencia. Las neuronas de MOS proyectan en sentido ascendente, y de modo fundamentalmente ipsilateral a través del lemnisco lateral hacia el núcleo de cortical del colículo inferior y el núcleo del lemnisco lateral. Las vías ascendentes que se originan en LOS, en cambio, ascienden bilateralmente a través de ambos lemniscos laterales.

La computación binaural de la misma señal auditiva se lleva a cabo simultáneamente en ambos complejos olivares así como en los sucesivos escalones de la vía. La comparación binaural se lleva a cabo a través de varios haces de fibras que cruzan la línea media. Además de la estría acústica dorsal y el cuerpo trapezoide ya mencionados, existen otros importantes haces comisurales, como los que unen los núcleos de los lemniscos laterales, o la comisura entre los dos CI, o la proyección desde el colículo inferior al geniculado medial contralateral a través de la comisura intercolicular superior, o el propio cuerpo calloso, mediante el cual ambas cortezas auditivas se hallan densa y topográficamente interconectadas. Aunque puede considerase que la información coclear tiene una representación preferente en la corteza auditiva del hemisferio contralateral, el marcado entrecruzamiento de las conexiones más allá del los núcleos cocleares tiene como correlato clínico que lesiones unilaterales de las vías auditivas centrales no produzcan apenas déficit en la capacidad auditiva. En cambio, las lesiones de la porción periférica de la vía (antes de los núcleos cocleares) cursan con pérdidas de la audición en el oído del lado afectado. [11]

1.7.9. Patologías del sistema auditivo

Perdidas de la audición son resultado de déficits neuronales y conductivos. Perdida conductiva de la audición debido a la atenuación en el oído externo o medio generalmente puede ser aliviada con la amplificación proporcionada por ayudas auditivas, o puede ser sujeta a corrección quirúrgica. Pérdida neurosensorial debido a la ausencia de IHCs es resultado de defectos genéticos, problemas bioquímicos, exposición a sonido intenso, o el

envejecimiento (presbycusis). Para algunos casos de pérdida neurosensorial, audición parcial puede ser restaurada con la prótesis coclear, la estimulación eléctrica SGCs remanentes que usan pequeños conjuntos de electrodos insertados en el tímpano escala. En unos pocos pacientes que no tienen nervio auditivo, la estimulación eléctrica directa del CN se ha utilizado experimentalmente para ofrecer sensación auditiva. Lesiones del nervio auditivo y estructuras centrales se producen debido a trauma, el crecimiento de un tumor, y accidentes vasculares. Estos pueden estar sujetos a intervención quirúrgica para evitar futuros daños y promover la recuperación funcional. [12]

1.7.10. Resumen de subcapítulo

La función del sistema auditivo es, esencialmente, transformar las variaciones de presión originadas por la propagación de las ondas sonoras en el aire en impulsos eléctricos (variaciones de potencial), información que los nervios acústicos transmiten al cerebro para la asignación de significados. Es posible dividirlo en: sistema auditivo periférico y sistema auditivo central. El sistema auditivo periférico (el oído) está compuesto por el oído externo, el oído medio y el oído interno. El sistema auditivo central está formado por los nervios acústicos y los sectores de nuestro cerebro dedicados a la audición. Otros elementos importantes del sistema son El nervio auditivo que tiene como misión transformar las vibraciones sonoras en impulsos nerviosos que llegan al cerebro y le informan tanto del equilibrio que mantiene el cuerpo como de la actividad sonora circundante. También el órgano de Corti el cual es el verdadero receptor auditivo. Se encuentra en el oído interno dentro del conducto coclear. Y por último el complejo olivar el cual es el encargado de recibir y transmitir la información hacia el sistema nervioso

REFERENCIAS

[1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] Clopton, B. M., Spelman, F. A. "Auditory System."

The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 83-89

[9] www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sau.html

[10] www.neuropsicol.org/Np/sisaud.htm

[11] [12] http://www.todoenlaces.com/7362/enfermedades-sistema-auditivo.html

http://www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sau.html

2

ELECTROFISIOLOGIA

2.1. ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)

La electrocardiografía es un método fundamental y masivo para el estudio de las enfermedades cardiovasculares y otras especialidades, por lo que su dominio por parte de la mayoría de los médicos es fundamental. El corazón se contrae porque las señales eléctricas de su sistema se extienden ordenadamente por todo el mismo desde la aurícula izquierda, haciendo que el músculo se contraiga. Esta señal produce un cambio en las propiedades eléctricas del músculo cardiaco, preámbulo de su contracción, lo que produce una "onda de despolarización"; como un frente continuo de actividad que, partiendo desde la aurícula izquierda se desplaza hacia la punta del corazón. Einthoven, fisiólogo belga, descubrió que la actividad eléctrica del corazón se puede recoger desde el exterior del cuerpo, lo que dio origen al ECG. Desde ese entonces su aplicación en el ámbito médico ha sido muy popular, puesto permite identificar problemas cardiacos con facilidad. En este subcapítulo se hablará de los conceptos importantes en electrocardiografía comenzando con la anatomía del corazón, y los biopotenciales del mismo. Se explicaran los conceptos básicos de electrocardiógrafo y electrocardiograma, además de mostrarse el diagrama de bloques de un electrocardiógrafo convencional. Por último se hablarán de las principales fuente de interferencia en electrocardiografía y de las aplicaciones actuales como el electrocardiógrafo Holter y el monitoreo de pacientes.

2.1.1. Anatomía del corazón

El corazón pesa entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos) y es un poco más grande que una mano cerrada. Al final de una vida larga, el corazón de una persona puede haber latido (es decir, haberse dilatado y contraído) más de 3.500 millones de veces. Cada día, el corazón medio late 100.000 veces, bombeando aproximadamente 2.000 galones (7.571 litros) de sangre. El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada «pericardio» envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal,

al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir a la vez que permanece unido al cuerpo.

El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan *aurícula izquierda y aurícula derecha* y las cavidades inferiores se denominan *ventrículo izquierdo y ventrículo derecho*. Una pared muscular denominada *tabique* separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de sólo media pulgada (poco más de un centímetro), pero tienen la fuerza suficiente para impeler la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo. La figura 33 muestra las diferentes partes que componen el corazón. [1]

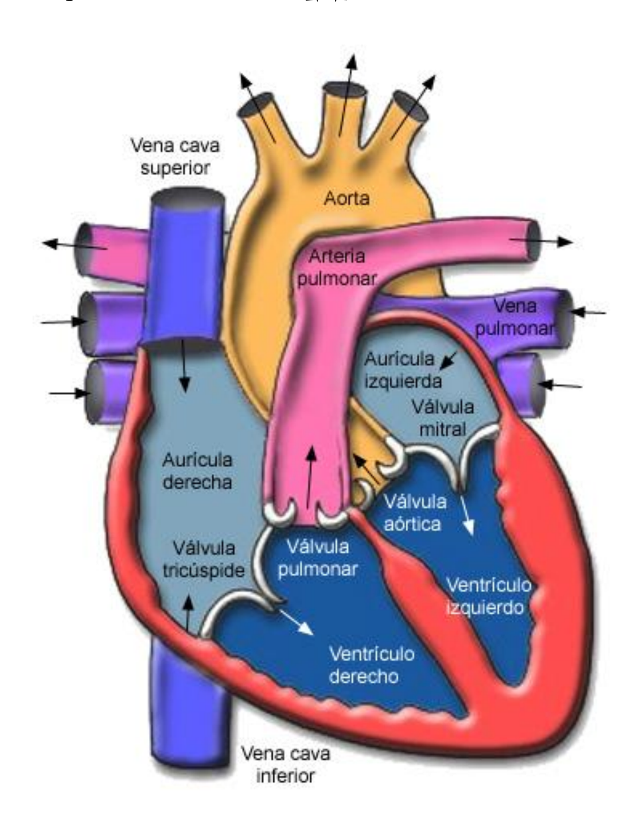


Figura 33. Anatomía del Corazón

Imagen tomada de http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm

2.1.2. Biopotenciales en el Corazón

La actividad eléctrica en el corazón es parte integral de muchos tipos de instrumentos médicos, que incluyen el electrocardiógrafo, el marcapasos, y el desfibrilador. Perturbaciones eléctricas muy pequeñas pueden causar que este órgano vital deje de bombear sangre necesaria para mantener vida. Un latido cardíaco consiste en una contracción (sístole), y una relajación (diástole), rítmicas y secuenciales de todo el músculo cardíaco. La contracción de cada célula está asociada a un potencial de acción (PA) en dicha célula. La producción de los potenciales de acción es debida a cambios en la permeabilidad (conductancia) para los iones Na^{+}, K^{+} y Ca^{+2} que presentan una distribución desigual dentro y fuera de la célula en reposo. La actividad eléctrica del corazón se inicia en las células musculares especiales localizadas en la aurícula derecha denominadas células marcapasos del nódulo sinoatrial (SA), y se propaga de una célula a otra, puesto que las células están eléctricamente acopladas a través de uniones en sus membranas. El acoplamiento eléctrico de las células miocárdicas y la existencia de células especializadas en la conducción eléctrica entre aurículas y ventrículos, hace que la onda de despolarización surgida en las células marcapasos se propague rápidamente a través de todo el músculo cardíaco, permitiendo así que las células se contraigan de forma sincronizada. La naturaleza y el grado de acoplamiento determinan el patrón con que se propagará la onda eléctrica de excitación a todo el corazón y también influye en la velocidad de conducción.

En el corazón de los mamíferos, la onda de despolarización se propaga desde el nódulo sinoatrial (SA) hacia ambas aurículas, las cuales se despolarizan y se contraen. Las aurículas están conectadas eléctricamente a los ventrículos tan sólo a través del nódulo aurícula-ventricular (AV). La excitación se propaga al ventrículo a través de una serie de fibras especiales, que permiten que todas las fibras musculares del ventrículo se contraigan también sincrónicamente, pero un tiempo después (Figura 34). El significado funcional de la organización eléctrica del miocardio es su capacidad para generar contracciones sincrónicas y separadas de las aurículas y los ventrículos. Así, la propagación del estímulo cardíaco desde las aurículas a los ventrículos permite que la contracción de las aurículas preceda a la de los ventrículos y proporciona un desfase de tiempo que permite el paso de sangre desde las aurículas a los ventrículos.

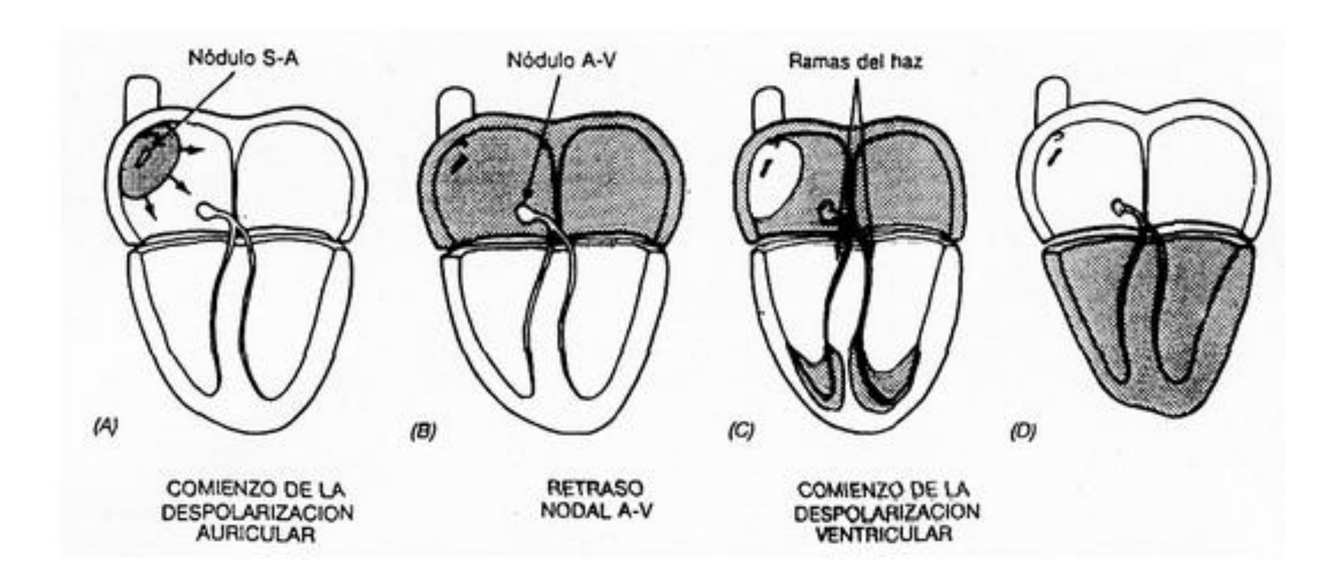


Figura 34. Proceso de despolarización del corazón

Imagen tomada de http://www.carloshaya.net/denfermeria/media/nefro/electro.pdf

Durante la propagación de la onda de excitación se pierde el potencial negativo normal del interior de la fibra muscular y el potencial de membrana se invierte, es decir, se vuelve ligeramente negativo en el exterior. Durante la propagación del estímulo a través de la masa auricular o ventricular, se van creando zonas con células musculares despolarizadas frente a otras en las que las células están todavía en reposo, lo que produce diferencias de potencial extracelulares que dan lugar a un campo eléctrico. [2]

2.1.3. Electrocardiógrafo y Electrocardiograma

El *electrocardiógrafo* está diseñado para medir y registrar electrocardiogramas. Las características distintivas etiquetadas P, Q, R, S, y T, varia considerablemente entre sujetos. Las amplitudes promedio en los electrodos son dados en la tabla 4, para aquellas características distintivas en los sitios de conexión estándar del ECG. Las amplitudes del ECG dependen de los sitios de conexión de los electrodos, del tamaño y de la condición física del paciente.

	Magnitudes de voltaje en derivaciones (rango nominal)		
Onda	**V_I (mV)**	**V_{II} (mV)**	**V_{III} (mV)**
P	0,07 (0,01 a 0,12)	0,01 (0 a 0,19)	0,04 (0,0 a 0,13)
Q	0,03 (0 a 0,16)	0,03 (0 a 0,18)	0,04 (0 a 0,28)
R	0,53 (0,07 a 1,13)	0,71 (0,18 a 1,68)	0,38 (0,03 a 1,31)
S	0,10 (0 a 0,36)	0,12 (0 a 0,49)	0,12 (0 a 0,55)
T	0,22 (0,06 a 0,42)	0,26 (0,06 a 0,55)	0,05 (0,0 a 0,3)

Tabla 4. Amplitudes de onda ECG para conexiones de derivaciones estándar

Tabla tomada de Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshhoting." Principles of biomedical instrumentation and measurement .Pag: 178.

Las variaciones clínicas importantes de las formas de onda del ECG, incluyen la magnitud y polaridad de estas características, como a su vez su relativa duración de tiempo. Variaciones de estas normas, pueden indicar enfermedades. Por ejemplo un intervalo P-R muy extendido indica un tiempo de conducción prolongado del nodo atrioventricular (AV) y puede ser diagnosticado como bloque AV. [3]

2.1.3.1. *Diagrama de bloques del ECG*

Un dispositivo ECG, como el ilustrado en la figura 35, amplifica una señal ECG y la muestra en una unidad de salida. Especificaciones representativas de la unidad son:

Impedancia de entrada *5MΩ*

Respuesta de frecuencia *± 0,5 dB (0,14 Hz a 25Hz) - 3 dB (a 100z)*

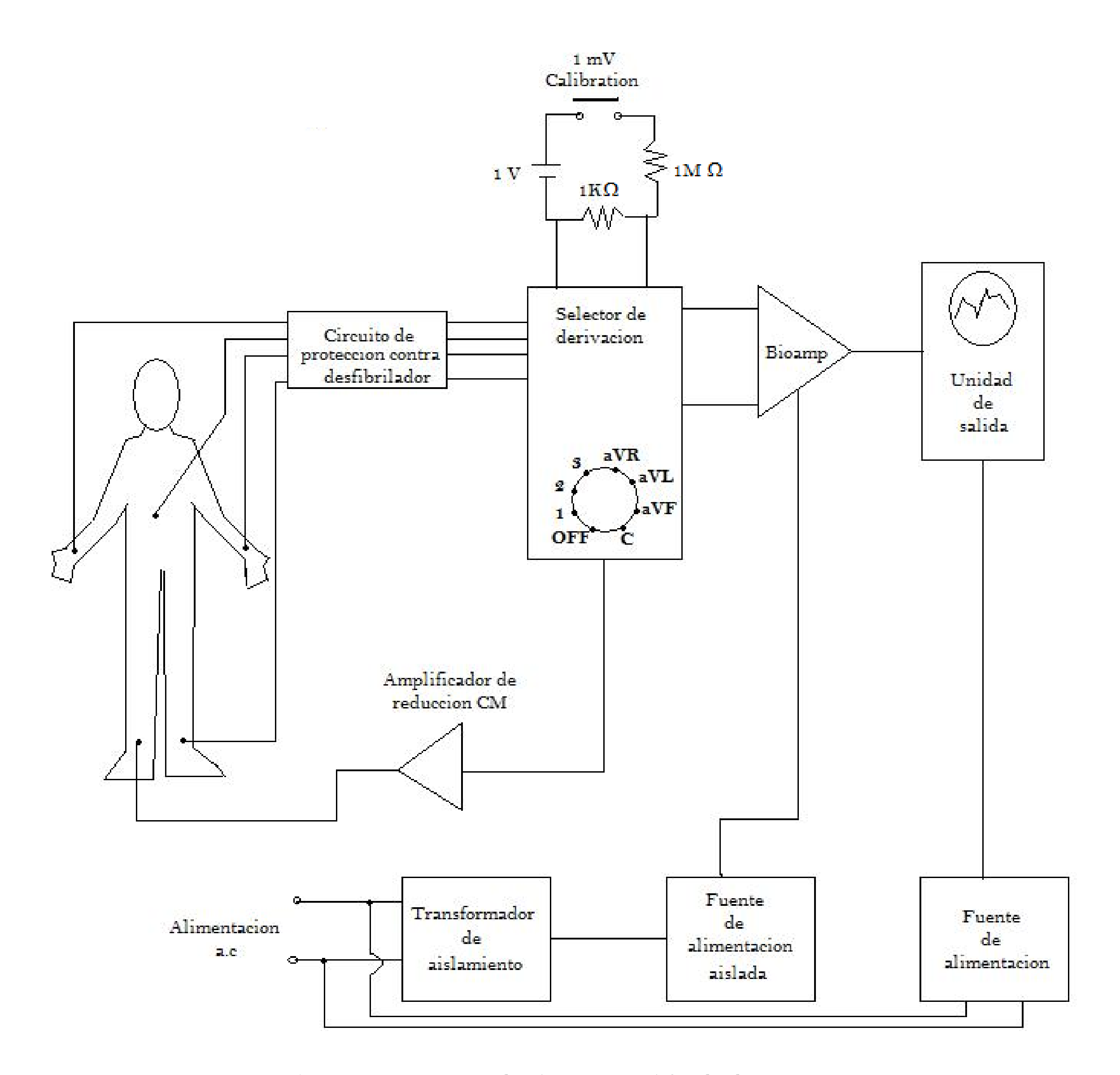


Figura 35. Diagrama de bloques simplificado de un ECG

Imagen tomada de Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshhoting." Principles of biomedical instrumentation and measurement .Pag: 181.

El dispositivo ECG procesa la señal biopotencial en una forma adecuada para la unidad de salida. En su camino a través del instrumento, el biopotencial proveniente de los electrodos pasa a través de un circuito de protección contra desfibrilador. Un tipo de configuración de este tipo de circuito de protección son tubos de gas neón que se disparan cuando un pulso de un desfibrilador se dé, este pulso puede exceder los 1000V por lo cual tiene la capacidad de destruir el bioamplificador. Un pulso de calibración de 1mV es usado para calibrar el bioamplificador permitiéndole al especialista observar la salida y ajustar la escala de tal forma que una deformación conocida corresponda a una señal de entrada de

1mV. Este switch de calibración es además útil para la solución de problemas, ya que si funciona adecuadamente es claro que la electrónica mas allá de su salida funciona bien, de otra forma si una falla se presenta, esta ha ocurrido antes en el camino que recorre la señal.

Ya que las derivaciones de un ECG en un paciente están conectadas a través de electrodos de relativamente baja impedancia, y están posicionados en la piel encima del corazón es necesario evitar macroshocks, los cuales son resultado de corrientes que exceden los 10 mA. Si el paciente usa un marcapasos externo, o el corazón del paciente esta cateterizado, existe un peligro de microshock, entonces los niveles de corrientes para dicho paciente tienen que ser mantenidas por debajo de los 10μA. Esto se logra proveyendo al amplificador de una alimentación que pasa a través de un transformador de aislamiento. Ya que los requerimientos de poder son bajos, una batería recargable también puede ser usada. La unidad de salida consiste en una unidad que registra graficas en papel o una pantalla de tubos catódicos, requieren de bastante energía, por lo que por lo general estas unidades de salida poseen su propia fuente de alimentación. Esta fuente de poder no requiere el mismo grado de aislamiento que la del bioamplificador debido a que normalmente no tiene contacto con el paciente.

Ciertas anormalidades del corazón, tales como PVCs, (premature ventricular complexes), ocurren solo cuando el cuerpo está bajo un estrés físico, como el hacer ejercicio, los cuales demandan una mayor salida cardiaca. Para simular estas condiciones en el ambiente clínico, y para obtener un registro para diagnóstico, es usada la prueba ECG de esfuerzo. El paciente camina sobre una maquina de ejercicio a una razón controlada, y los parámetros vitales incluyendo la presión sanguínea ECG, y ritmo cardiaco, son monitoreados y registrados. Es muy importante ser consientes de PVCs u otros episodios anormales en pacientes enfermos. Para detectar estos, las derivaciones del ECG están conectadas permanentemente de tal forma que el paciente pueda desarrollar actividades normales. [4]

2.1.3.2. *Derivaciones del ECG*

La ubicación de electrodos en distintas zonas del cuerpo permite analizar la actividad eléctrica cardiaca en forma mucho más completa que desde solo un sitio. El ECG convencional actual considera 12 derivaciones, de las cuales seis analizan la actividad eléctrica cardiaca en el plano frontal (derivaciones estándar o de las extremidades), y las otras seis los hacen en un plano horizontal (derivaciones precordiales).
Las distintas formas de obtener las derivaciones de ECG, se muestra en la figura 36. Las derivaciones estándar son:

- Tres *derivaciones bipolares de las extremidades* (I, II y III). El que estas derivaciones sean bipolares significa que miden la diferencia de voltaje entre un electrodo

negativo y otro positivo: DI, diferencia de potencial entre brazo izquierdo y derecho; DII**,** diferencia entre pierna izquierda y brazo derecho, y DIII, diferencia entre pierna izquierda y brazo izquierdo.

- Tres *derivaciones unipolares o aumentadas de las extremidades (aVR, aVL y aVF)*. Estas derivaciones miden el potencial eléctrico entre un electrodo positivo y una central terminal creada en el circuito del electrocardiógrafo por combinación de las corrientes eléctricas provenientes de los electrodos posicionados en ambos brazos y la pierna izquierda, y cuyo potencial eléctrico es cero. En la derivación *aVR* el electrodo positivo está en el brazo derecho y es comparado con los electrodos de la pierna y brazo izquierda; En *aVL* el electrodo positivo está en el brazo izquierdo y se compara con el del brazo derecho y pierna izquierda; en *aVF* el electrodo positivo está en la pierna izquierda y se compara con ambos brazos.
- Las seis *derivaciones precordiales* también son unipolares (V1 a V6), pero como tienen mayor cercanía con el corazón las señales registradas son amplias por lo que no necesitan ser aumentadas como las unipolares de las extremidades. El electrodo positivo se ubica en distintos puntos de la región precordial y la terminal central está conectada a los tres electrodos de las extremidades. Las derivaciones V1 y V2 están ubicadas sobre el ventrículo derecho, V3 y V4 sobre el septum interventricular, y V5 y V6 sobre el ventrículo izquierdo.

[5]

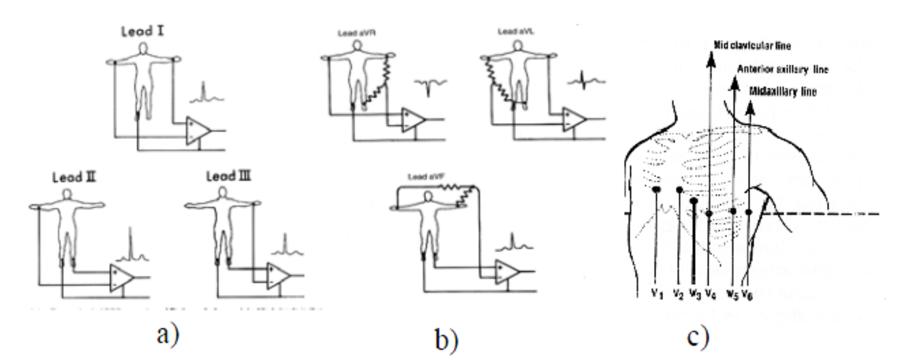


Figura 36. Obtención del ECG de 12 derivaciones. a) derivaciones bipolares de las extremidades. b) derivaciones unipolares amplificadas de las extremidades. c) derivaciones unipolares precordiales

Imagen tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

2.1.3.3. CMRR

En la medición que realizan los equipos de biomédica existe la necesidad de registrar señales muy pequeñas del orden de microvoltios o pocos milivoltios en presencia de

comparativamente grandes señales de ruido provenientes de distintas fuentes, como ser motores, tubos de iluminación de descarga gaseosa, y la siempre presente interferencia de la frecuencia de línea de alimentación, para nuestro caso 60Hz. Para realizar las mencionadas mediciones estos deberán utilizar en su entrada Amplificadores de Instrumentación con un adecuada Relación Rechazo de Modo Común (CMRR).Ya que una de las funciones del amplificador es rechazar la señal en modo común, se define una figura de mérito, el radio de rechazo en modo común *(common mode rejection ratio, CMRR)*, el cual mide que tan bien el rechazo por parte del amplificador ocurre. Estos efectos no deseados pueden ser reducidos además por un amplificador balanceado buffer, o por el uso de amplificadores diferenciales, usados como amplificador de instrumentación a la entrada con realimentación hacia el cuerpo, lo que reducirá el voltaje en modo común en él. [6]

2.1.3.4. Electrocardiograma. Características

Un *electrocardiograma* es un registro de la actividad eléctrica del corazón llevado a cabo a partir de unos electrodos aplicados en la superficie de la piel, habitualmente en ambos brazos y piernas y sobre el tórax.

En el electrocardiograma se realiza la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones I, II y III se miden sobre los miembros: la I va del brazo derecho al izquierdo, la II del brazo derecho a la pierna izquierda y la III del brazo izquierdo a la pierna izquierda. A partir de esto se obtiene el punto imaginario V, localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Las otras nueve derivaciones provienen del potencial entre este punto y las tres derivaciones de los miembros (aVR, aVL y aVF) y las seis derivaciones precordiales (V1-6).

La forma de onda de la señal cardiaca típica es la mostrada en la figura 37.

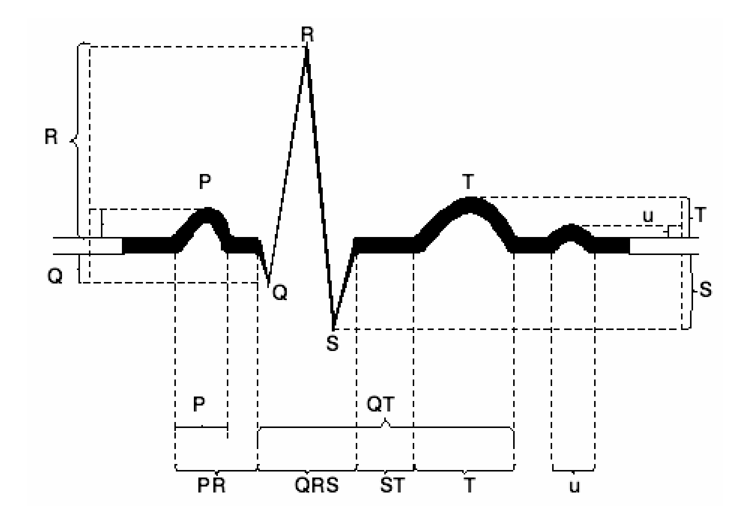


Figura 37. Forma de onda de la señal electrocardiográfica

Imagen tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

En un ciclo cardíaco normal la actividad auricular se inscribe antes que la ventricular. La despolarización auricular se representa por la onda P (Figura 37), y la repolarización por la onda T, pero habitualmente ésta no se inscribe porque está oculta en el complejo ventricular o es de muy baja amplitud. Luego se inscribe el *segmento PR* en el que no se detecta actividad eléctrica y se define como *línea isoeléctrica*. El intervalo desde el inicio de la onda P al complejo QRS (PR) representa el tiempo desde el inicio de la activación auricular a la activación ventricular. La *despolarización ventricular* es representada por el *complejo QRS***,** que es el componente de mayor amplitud en el ECG. El término del complejo QRS se denomina *"punto J"* y da inicio al *segmento ST* (período en que los ventrículos aún están despolarizados), que separa el complejo QRS con la *onda T***;** esta última corresponde a la *repolarización ventricular*. Posterior a la onda T suele inscribirse una pequeña onda de origen aún no definido, denominada ***onda U***. El intervalo desde el inicio de la activación ventricular al término de la repolarización se denomina *intervalo QT*. Finalmente hay otra línea isoeléctrica entre el final de la onda T o U y la onda P.
A frecuencias bajas y en personas normales los segmentos PR y TP muestran claramente la línea isoeléctrica, la que se considera como basal para medir la amplitud de las ondas o deflexiones. Con frecuencias rápidas el segmento TP desaparece ya que la onda T generalmente se fusiona con la onda P.

Las duraciones típicas de la forma de onda son como siguen:

Característica	Duración (ms)
Complejo QRS	70 a 110
Intervalo R-R	600 a 1000
Intervalo P-R	150 a 200
Intervalo S-T	320

Tabla 5. Duración de las características en un electrocardiograma

Tabla tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

La duración del complejo QRS, el intervalo P-R, y el intervalo S-T dependen de la tasa de despolarización del corazón y son relativamente constantes para un individuo, sin importar el nivel de ejercicio que practique. Los rangos arriba reflejan diferencias individuales en una población normal. [7]

2.1.4. Activación cardiaca y morfología de los componentes del ECG

La morfología de los componentes del ECG en las distintas derivaciones depende de cómo se propaga el frente de activación que proviene del nódulo sinusal (NS). Como regla general, cada vez que un vector tiene una dirección paralela a un electrodo explorador, da una deflexión positiva si se acerca a él y negativa cuando se aleja; si el vector tiene una orientación perpendicular, o cercana a esa orientación, la inscripción será isoeléctrica o isobifásica (una parte positiva y otra negativa). El estímulo proveniente del NS genera un vector que se orienta de arriba hacia abajo, hacia la izquierda y adelante por lo que la onda P resultante es (+) en las derivaciones inferiores e izquierdas *(I, II, aVF, aVL y V5-V6)*, (-) en derivaciones superiores (aVR), e isoeléctrica o isobifásica en V1 (Figura 38)**.** La activación ventricular es más compleja y puede separarse en 3 fases. Al llegar a los ventrículos la activación se inicia en el tercio medio del septum y un primer vector se dirige de izquierda a derecha lo que da una pequeña deflexión (+) inicial en las precordiales derechas y superiores *(onda r en V1- V2 y aVR)* y (-) en las izquierdas *(q en V5-V6, DI y aVL)*. Luego ocurre la activación de los ventrículos, y este segundo vector que tiene mayor amplitud se dirige a la izquierda por el predominio de las fuerzas del ventrículo izquierdo sobre el derecho, produciendo una deflexión (-) profunda en las precordiales derechas *(onda S en V1-V2)* **y** una deflexión (+) en precordiales izquierdas *(onda R en V5-V6, DI y aVL)*. Finalmente se activan las regiones basales de los ventrículos y este tercer vector, de pequeña amplitud, es responsable de una *onda s* pequeña en las derivaciones izquierdas y una **onda r** pequeña en aVR. El punto en el que complejo ventricular se hace predominantemente (+) en las derivaciones precordiales se denomina *transición* y normalmente ocurre en V3 o V4. Cuando la transición ocurre hacia V5-V6 se conoce como *rotación horaria* del corazón y cuando ocurre en las precordiales derechas como *rotación antihoraria* (esto, aludiendo a los punteros de un reloj y mirando al corazón en sentido caudo-craneal). [8]

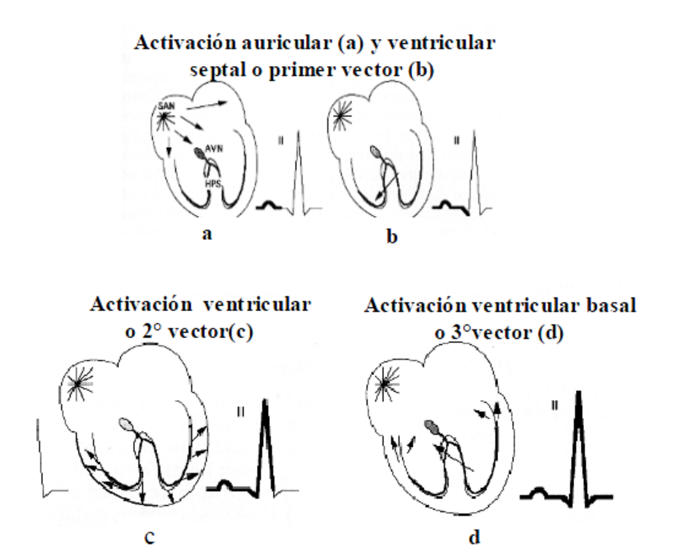


Figura 38. Activación de aurículas y ventrículos y representación en el ECG (derivación D II)

Imagen tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

2.1.5. Determinación del eje eléctrico del QRS

El complejo QRS es el resultado de la despolarización de los ventrículos. A su vez es el resultado de tres vectores, cuando la primera onda del complejo QRS es negativa, se denomina "onda Q", y cuando es positiva, "onda R". Las "ondas S" son todas las ondas negativas del complejo QRS que se localizan después de una onda positiva "R". Cuando existe una segunda onda R, se llama "onda R´". El eje de los complejos QRS corresponde a la suma de las corrientes generadas durante la sístole eléctrica de los ventrículos por lo que permite determinar la forma en que éstos se activan. El eje depende de la posición y orientación anatómica del corazón, del sistema de conducción cardiaca y de las propiedades de activación y recuperación del miocardio. Normalmente se encuentra entre -30 y + 90°, pero en condiciones patológicas puede ser más derecho o más izquierdo. El eje eléctrico se determina en las derivaciones de las extremidades. [9]

2.1.6. Determinación de frecuencia cardíaca.

La determinación de la frecuencia cardiaca define si se está ante una frecuencia normal o ante una bradicardia (frecuencia <60/min.) o taquicardia (frecuencia >100/min). A continuación se describirán los 2 métodos más rápidos y simples para determinar la FC.

1. **Conteo de ciclos cardiacos.** Es el método más simple y rápido, pero el menos exacto (figura 39). Puede aplicarse en ritmos regulares e irregulares. El conteo de

intervalos R-R en 6 segundos de registro es el método más usado. La mayoría de las veces el papel del ECG tiene marcas cada 1 a 3 segundos; si no los tiene, se debe recordar que a la velocidad estándar de 25 mm/segundos5 cuadrados grandes corresponden a 1 segundos(0.2 segundos cada uno); con el papel a 50 mm/seg. sería el doble de cuadrados. Se contabiliza el número de intervalos R-R en 6 segundos de registro y se multiplica x 10. (ej. 12 intervalos R-R en 6 segundos da una FC de 120/min. y 5 intervalos en 6 segundos indica una FC de 50/min.). Cuando la cantidad de intervalos no es exacta se fracciona, ejemplo: 4.5 intervalos en 6 segundos = 45/min. Cuando el ritmo es muy irregular, la FC muy lenta, o se quiere mayor precisión, debe aumentarse el tiempo de conteo a 12 seg., y el valor multiplicarlo x 5 (10 intervalos R-R en 12 seg=50/min.). [10]

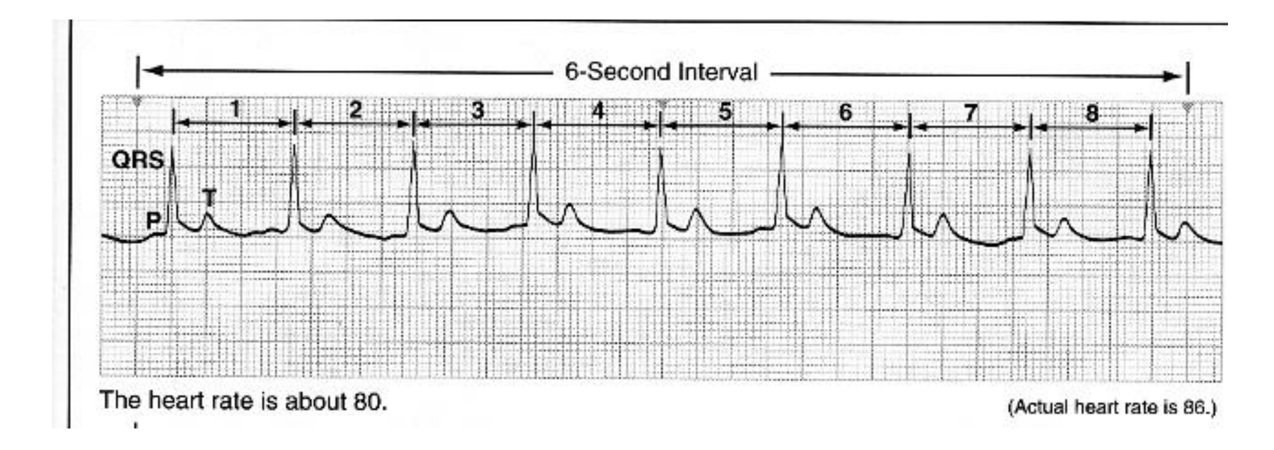


Figura 39. Conteo de ciclos cardiacos

Imagen tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

2. **Medir el intervalo R-R.** (figura 40). Aquí se mide el intervalo en segundos entre 2 complejos ventriculares regulares y se divide en 60 (ejemplo: intervalo R-R 0,40 seg = 60/0.40 = 150/min.; intervalo R-R 0.60 seg = 60/0.60= 100/min.). Este método bastante simple requiere que haya ritmo regular, por lo que no es aplicable a pacientes con FA. [11]

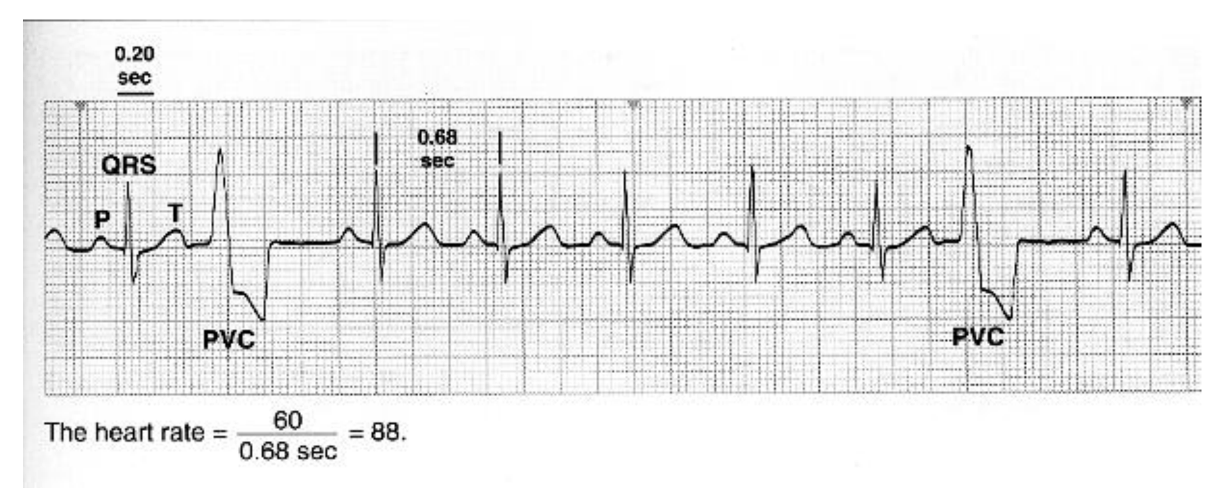


Figura 40. Medición del intervalo R-R

Imagen tomada de http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

2.1.7. Fuentes de ruido e interferencia en el ECG

Una definición de ruido común al hablar de sistemas electrónicos considera al ruido como aquella señal ajena a la señal de interés y que es susceptible de provocar un error en nuestro sistema de medida. Así el ruido es posible clasificarlo según sea una señal determinista o aleatoria, o bien según su origen: externo o interno al sistema de medida. Normalmente se utiliza el término ruido cuando el origen es interno al propio sistema de medida y la naturaleza de la señal suele ser aleatoria. Por otro lado, el término interferencia se aplica a aquellas señales externas al sistema de medida, cuya evolución temporal suele seguir una ley preestablecida que puede ser conocida de antemano, aunque su valor en un instante determinado pueda venir caracterizado por una variable aleatoria. Por ejemplo las interferencias debidas a la red de distribución eléctrica, y las producidas por equipos eléctricos o electrónicos próximos al entorno de medida. [12]

Así las fuentes de ruido e interferencia que se encuentran habitualmente en un registro electrocardiográfico son:

Fuentes de ruido

1. *Electromiograma (EMG)*
2. *Interfaz electrodo-paciente*
3. *Sistema de medida*

Fuentes de interferencia

1. *Red de distribución eléctrica*
2. *Otras fuentes: computadores, monitores, equipos electrónicos.*

2.1.7.1. Ruido de electromiograma (EMG)

El electromiograma (EMG) es la principal fuente de ruido en el registro de ECG. Su origen son los potenciales de acción asociados a la actividad muscular de los músculos esqueléticos. Su reducción en el origen es difícil y requiere la colaboración del paciente o sujeto en el que se mide.
Si se analiza el nivel de ruido de cualquier ECG, se observa que sus características no permanecen constantes a lo largo del registro. La causa principal de esta falta de estacionalidad es la respiración. Conviene, pues, distinguir entre dos tipos de EMG, e*l de soporte y el de respiración.* El *EMG de soporte* está relacionado con la actividad de los músculos torácicos que no intervienen en la respiración y su nivel de actividad dependerá de diversos factores como son estado de relajación del paciente, frío, etc. El *EMG de respiración* está directamente relacionado con la actividad de los músculos que intervienen en el proceso de respiración. Además, el nivel de actividad muscular será diferente a lo largo del ciclo respiratorio. Así, en la fase de inspiración aumentará el ruido de EMG, mientras que en la fase de espiración el nivel será más bajo. Esto es cierto siempre que se mantenga un ritmo respiratorio no forzado o libre. [13]

2.1.7.2. Ruido de electrodo

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento adquiere especial importancia. Su función es la de transductor. Debe convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Esta transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible, y además, no debe perturbar la señal a medir. Los parámetros importantes son pues, *la impedancia y el rui*do. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen a la entrada. El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrólito en contacto con la piel, en el caso de ECG superficial, o la pared interna del esófago. Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrólito. En el caso de electrodos esofágicos el electrólito es la mucosa que recubre el epitelio de la pared esofágica. La segunda es el contacto entre el electrólito y la parte metálica del electrodo. Debido a la gran variabilidad que puede presentar el potencial de

contacto de todo el conjunto, sólo se ha tabulado el potencial de la interfaz electrodo-electrólito. Para el electrodo Ag/AgCl, utilizado en el registro de biopotenciales, el potencial de contacto es de aproximadamente 0,222 V, que si bien es alto, es muy estable y no presenta problemas de biocompatibilidad. Los electrodos esofágicos utilizados son de acero inoxidable y pueden presentar fluctuaciones del potencial de contacto de hasta 10 mV en una solución salina del 0,9%. Las interfaz electrólito-piel y electrólito-esófago son difíciles de caracterizar porque dependen de las características de la piel y el esófago.

La impedancia de la interfaz electrólito-piel ha sido medida por diversos autores, (McAdams y Josinet, 1991; Rosell et al., 1988) y se ha podido comprobar que para un mismo sujeto la impedancia presenta variaciones dependiendo de la zona del cuerpo donde se aplique el electrodo, del tiempo transcurrido desde su aplicación, de la composición del electrólito y del estado de la piel y su preparación. El ruido que presenta dicha interfaz suele ser mayor que el ruido térmico asociado a la parte real de la impedancia, especialmente a baja frecuencia, presentando un comportamiento $1/f_a$.

Otra de las causas del ruido de electrodos está en las variaciones del potencial de contacto de los electrodos cuando se someten a un esfuerzo mecánico. En el caso del ECG este efecto es más notable puesto que los electrodos no se encuentran adheridos a la pared interna del esófago y pueden desplazarse libremente. Cuando la concentración iónica de la interfaz electrodo-electrólito varía por el desplazamiento del electrodo, se produce una variación del potencial de electrodo dando lugar al fenómeno llamado "efecto". Sin embargo, en el caso del ECG superficial, cuando se utilizan electrodos con gel, la principal causa de ruido está en las variaciones que presenta la epidermis cuando se deforma. [14]

2.1.7.3. Ruido del sistema de medida

Una de las características más importantes del sistema de medida es el nivel de ruido que introduce el circuito a la salida. Este ruido estará causado en gran parte por la primera etapa de entrada.

Por otro lado la amplificación y registro de biopotenciales, presentan frecuentemente problemas de interferencias originados por la red de distribución eléctrica. La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente. Al tratarse de campos de baja frecuencia se estará siempre en campo próximo y el campo magnético y eléctrico será independiente. Esto se extiende además al uso de cualquier aparato eléctrico o electrónico cercano al lugar de la medición. [15]

2.1.8. Aplicaciones

2.1.8.1. Electrocardiografía ambulatoria o ECG Holter

La electrocardiografía ambulatoria es un test no invasivo ampliamente utilizado para evaluar las alteraciones electrocardiográficas en una gran variedad de enfermedades cardíacas. Su utilidad clínica reside en su capacidad para evaluar al paciente por prolongados periodos de tiempo, sin alterar su actividad diaria, lo que permite el examen dinámico del electrocardiograma en su ambiente natural, con frecuencia afectado por estímulos físicos y sicológicos. En contraste al ECG de superficie que nos proporciona una visión estática de 12 derivaciones por un breve periodo de tiempo (menos de 30 segundos), los registros de Holter son de larga duración (24 horas), con sólo 2 o tres derivaciones. Su ventaja radica en el registro dinámico de los fenómenos eléctricos que a menudo son transitorios y de breve duración. Los sistemas de registro de Holter pueden ser divididos en aquellos que utilizan *cintas magnéticas* y los que usan *almacenamiento electrónico*. Ambos usan el mismo procedimiento analítico. Desde el punto de vista temporal se reconocen tres tipos de grabadoras: continuas, intermitentes (monitor de eventos y transferencia de datos ECG por vía transtelefónica) y de análisis en tiempo real. Un dispositivo Holter es el mostrado en la figura 41. [16]



Figura 41. ECG Holter

Imagen tomada de http://www.btlnet.pl/download.php?FNAME=1169130251_l490.upl&ANAME=BTL-08Holter_P-3-channel_0504+290x290.jpg

2.1.8.2. Indicaciones del Holter de ECG

Existen situaciones en las cuales hay consenso de la indicación de este examen y otras en que es discutible o no tiene definitivamente utilidad alguna. El paciente que es sometido a

este examen debe tener una historia clínica y examen físico completo y una evaluación del real aporte de este examen.

Las indicaciones más frecuentes y aceptadas se incluyen:

- Evaluación de síntomas que pueden estar relacionados con arritmias.
- Detección, cuantificación y mecanismo de las arritmias
- Evaluación de riesgo en pacientes con arritmias sintomáticas y asintomáticas
- Evaluación de la eficacia de la terapia antiarrítmica
- Evaluación del funcionamiento de los marcapasos
- Detección de isquemia miocárdica
- Indicaciones de uso más restringido
- Estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca
- Búsqueda de potenciales ventriculares tardíos

[17]

2.1.8.3. Evaluación de síntomas que pueden estar relacionados con arritmias.

El objetivo es determinar si los síntomas del paciente como palpitaciones, mareos, síncope, disnea u otras manifestaciones de descompensación cardiovascular están relacionados con arritmias cardíacas. Un Holter que no muestra arritmias es de escaso valor si el paciente durante el periodo de registro no presentó síntomas, sin embargo este estudio no excluye las arritmias como causa de los síntomas. Un Holter que muestre arritmia asintomática, puede ser de ayuda en un determinado paciente al descartar que la causa de los síntomas que el refería sean producto de la arritmia observada. Si se excluye la arritmia como causa de los síntomas en el momento de la presentación de los síntomas, se demuestra claramente la falta de relación entre los síntomas y los trastornos del ritmo.

La introducción de los registros intermitentes activados por el paciente y el ECG transtelefónico, han sido de gran ayuda en la evaluación de los síntomas infrecuentes, evitando la repetición de los registros de Holter. [18]

2.1.8.4. Monitoreo de pacientes

Las técnicas de monitoreo de pacientes con ECG en tiempo real fueron desarrolladas en conjunto con el concepto de unidades de cuidados intensivos (UCC). Los pacientes son colocados en estas unidades hospitalarias especializadas para observar cuidadosamente su progreso durante una enfermedad aguda, tales como un infarto de miocardio o después de algún procedimiento quirúrgico complejo. A medida que el número de pacientes recluidos en estas salas especializadas aumentaba, se puso de manifiesto que el personal médico altamente capacitado no podía mirar continuamente una pantalla de monitor, por lo que se

añadieron técnicas computarizadas que supervisaban el ritmo del paciente. En las primeras unidades típicas UCC se tenían de 8 a 16 camas, y por lo tanto la potencia de cálculo para el monitoreo con los computadores de la época era llevado al límite, debido a su baja velocidad de procesamiento. Las unidades modernas tienen el computador distribuido dentro del módulo ECG a un lado de la cama, junto a otros módulos para la medición de muchos otros parámetros fisiológicos. Cada sistema de monitoreo se encuentra interconectado por medio de una línea digital de alta velocidad, como por ejemplo, Ethernet, a un equipo centralizado utilizado principalmente para control de las comunicaciones y mantener una base de datos de los pacientes. [19]

2.1.9. Resumen de subcapítulo

La electrocardiografía es el estudio de la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiógrafo es el dispositivo usado en esta rama de la biomédica, generalmente se compone de un transductor (electrodos), un bioamplificador, una fuente de poder aislada (o baterías recargables), un transformador de aislamiento en el caso que se use una fuente de poder, y un dispositivo de salida (monitor). El registro de la señal electrocardiográfica es muy susceptible a interferencia por ruido, dentro de los cuales los más relevante son, ruido electromiográfico (movimiento de músculo), ruido de electrodos, el siempre presente ruido de la red (60Hz), y otros propios de cada dispositivo. El registrar una buena señal electrocardiográfica, complejo PQRS, permite al especialista realizar diagnósticos de problemas cardiacos como arritmias o taquicardias. Hoy en día es posible encontrar una amplia variedad de aplicaciones de la electrocardiografía, donde dos de las más conocidas son el ECG Holter o ambulatorio, usado para registrar señales en tiempo real hasta por 24 horas, y el monitoreo de pacientes, lo que permite la vigilancia de los pacientes sin necesidad de que el especialistas este seguidamente monitoreando los signos de vida.

REFERENCIAS

[1] http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm

[2][3] Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshhoting." *Principles of biomedical instrumentation and measurement* Ed. Merril Publishing Company Pensylvania State University. Pag: 45-46.

[4] http://www.edicionsupc.es/ftppublic/forum/FEEL0402.pdf

[5] Leydy Laura Alvarez , Ricardo Henao, Edison Duque. *Análisis de esquemas de filtrado análogo para señales ECG*. Scientia et technica año xiii, no 37, diciembre de 2007. Universidad tecnológica de pereira. Pag 2-3

[6] [7] Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshhoting." *Principles of biomedical instrumentation and measurement* Ed. Merril Publishing Company Pensylvania State University. Pag: 48-49.

[8] www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00189.pdf

[9][10][11]www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

[12][13][14][15]http://www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-0411105-131803//06Mvd06de11.pdf

[16][17][18]http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/2_2_Electrocardiografia_Ambulatoria.pdf

[19]Berbari, E. J. "Principles of Electrocardiography."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 238

2.2. ELECTROENCEFALOGRAFÍA (EEG)

La electroencefalografía es una técnica que realiza el estudio de la actividad cerebral. Por tanto, es utilizada para conocer mejor el diagnóstico y la localización de enfermedades, y en muchos casos la intensidad de una posible lesión en el cerebro. El Electroencefalograma (EEG) supone un tipo de prueba que se basa en la medición de los impulsos eléctricos de conjuntos de neuronas. Estos impulsos eléctricos generados, dan lugar a un registro denominado como ondas cerebrales. Estas ondas van a reflejar la función cerebral, tanto en los momentos de más activación como en los de menos, según el tipo de actividad eléctrica cerebral. Así, en diferentes momentos se registraran diferentes tipos de ondas. El EEG supone simplemente un registro gráfico, que podrá ser analizado por el neurofisiólogo, el cual lo interpretará en función de la actividad cerebral que esté desarrollando el paciente. En el siguiente subcapítulo, se hablará además de una breve historia de la técnica, también los conceptos básicos de electrogénesis: cerebral y cortical. También se trataran las técnicas para el registro del electroencefalograma y las ondas que se presentan en el. Por último se hablará de las formas de interpretación de un registro EEG y los métodos de análisis que se usan para ello.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

2.2.1. Perspectiva histórica

Fue una guerra lo que brindó la oportunidad de explorar el cerebro humano por primera vez. En 1870, Fritsch y Hitzig, médicos militares del ejército prusiano, observaron que al estimular, mediante corriente galvánica, determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos, se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo. Cinco años más tarde R. Caton confirmó que el cerebro es capaz de producir corrientes eléctricas. Ferrier, siguiendo en la misma línea, experimentó con la "corriente farádica". Como resultado de todo ello, hacia finales de siglo se tenían suficientes pruebas de que el cerebro de los animales poseía propiedades eléctricas comparables a las encontradas en el nervio y en el músculo. En 1913, Prawdwicz Neminski registró lo que llamó "electrocerebrograma" de un perro, siendo el primero en intentar clasificar semejantes observaciones. Es importante mencionar sin embargo, que todos los experimentos se hacían sobre cerebros descubiertos. Al ser los cambios eléctricos muy pequeños y ya que no existían procedimientos de amplificación, era imposible registrar los impulsos que alcanzaban el exterior del cráneo aún después de haberse sospechado su existencia.

Fue en 1928 cuando Hans Berger ideó un método que prometía una investigación de la actividad eléctrica cerebral, descubriendo lo que se conoció como "ritmo de Berger". Sin embargo debido a su falta de conocimientos técnicos, no fue hasta algunos años después cuando se reconoció su importancia. Mientras tanto, las posibilidades de la electroencefalografía clínica se discutían, por primera vez, en una reunión en el Laboratorio central de Patología del Hospital Maudsley de Londres, en 1929. A pesar de que el grupo de investigadores intentara obtener registros del "ritmo de Berger" usando amplificadores y un galvanómetro vetusto, sin embargo no se tomaba en serio el estudio del cerebro ni los descubrimientos de Berger. Fue en 1934 cuando a raíz de una demostración pública ante un auditorio británico en una reunión de la Sociedad de Fisiología, en Cambridge, Adrian y Matthews verificaron por primera vez el "ritmo de Berger". Berger, utilizando las mejoras introducidas por Adrian, siguió avanzando hasta donde le permitía su técnica defectuosa, observando por ejemplo que cuando el sujeto abría los ojos o resolvía algún problema mentalmente se alteraba el ritmo de forma amplia y regular. Esto fue verificado posteriormente por Adrian y Matthews quien al tener mejores conocimientos científicos y mejores técnicas, avanzaron incluso mucho más, demostrando que el ritmo regular y amplio de diez ciclos por segundo surgía de las áreas visuales de asociación y no de todo el cerebro. Posteriormente la electropatología del cerebro creció en importancia, confirmándose las predicciones de Golla sobre las alteraciones de las oscilaciones rítmicas en las enfermedades. En este campo los avances fueron grandes, lo que comenzó a incrementar el interés entre los investigadores, acerca del estudio del EEG, el estudio de la epilepsia y otras enfermedades mentales, poniéndose de relieve la complejidad del tema y la imposibilidad de realizar un aislamiento en funciones simples, siendo necesario estudiar al cerebro como un órgano total. A partir de estos comienzos con el paso de los años y mediante evaluaciones sucesivas, se han llegado a conocer otros aspectos del EEG tal como se conocen hoy en día. [1]

2.2.2. Electrogénesis cerebral

El cerebro y sus partes, figura 42, está constituido de tejido nervioso, dicho tejido presenta como una de sus funciones básicas la capacidad de generar potenciales eléctricos que son la base de la excitabilidad del organismo. Para comprender la forma en que se generan estos potenciales es preciso un conocimiento de la estructura y las conexiones de aquellas partes del cerebro que los originan. En rigor, todo el sistema nervioso posee capacidad electrogénica. Sin embargo, para los propósitos del EEG bastará con considerar la corteza cerebral y las regiones directamente relacionadas con ella.

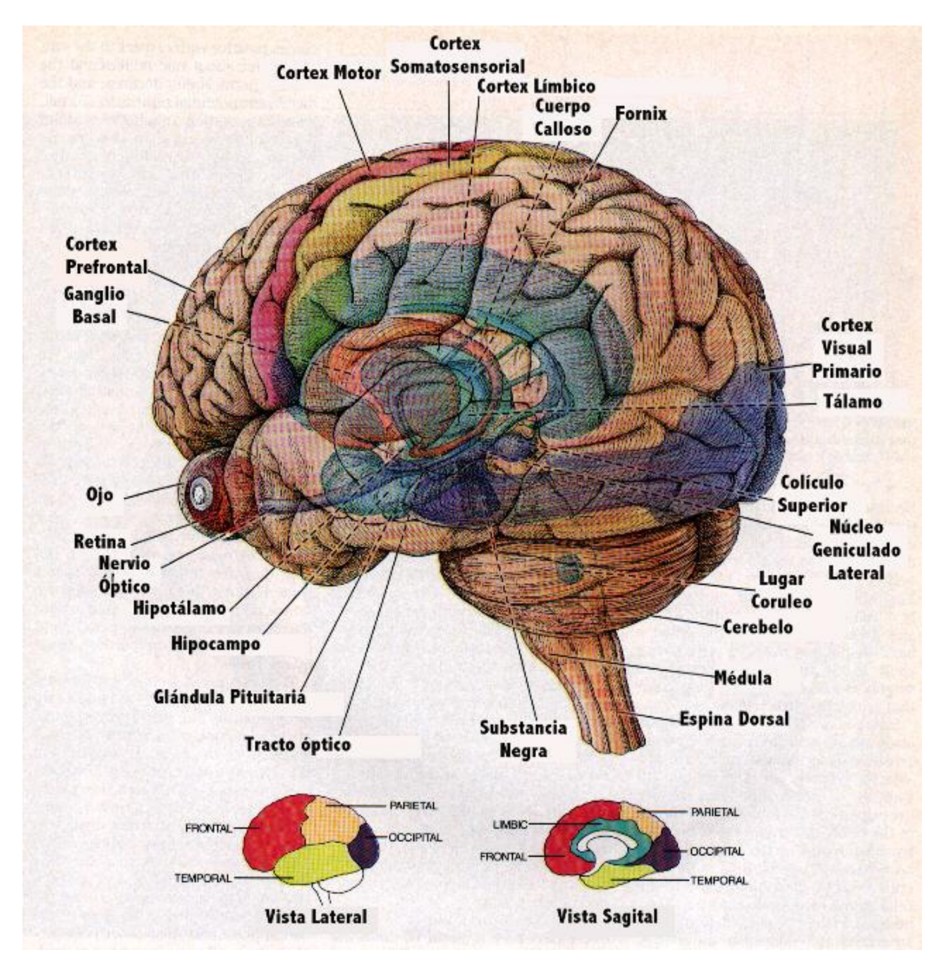


Figura 42. Partes del cerebro

Imagen tomada de http://www.ucm.es/info/pslogica/mente/CEREBRO.jpg

Histológicamente, la neocorteza está constituida por seis capas celulares: (figura 43)

I: Capa superficial plexiforme de pequeñas células.
II: Capa de células granulares III.
III: Capa de células piramidales.
IV: Capa de células granulares.
V: Capa de células piramidales.
VI: Capa profunda polimorfa.

Las células de las capas III y V son efectoras. Transmiten información para movimiento. Las células de las capas II y IV son receptoras. Reciben información de estímulos externos o internos.
[2]

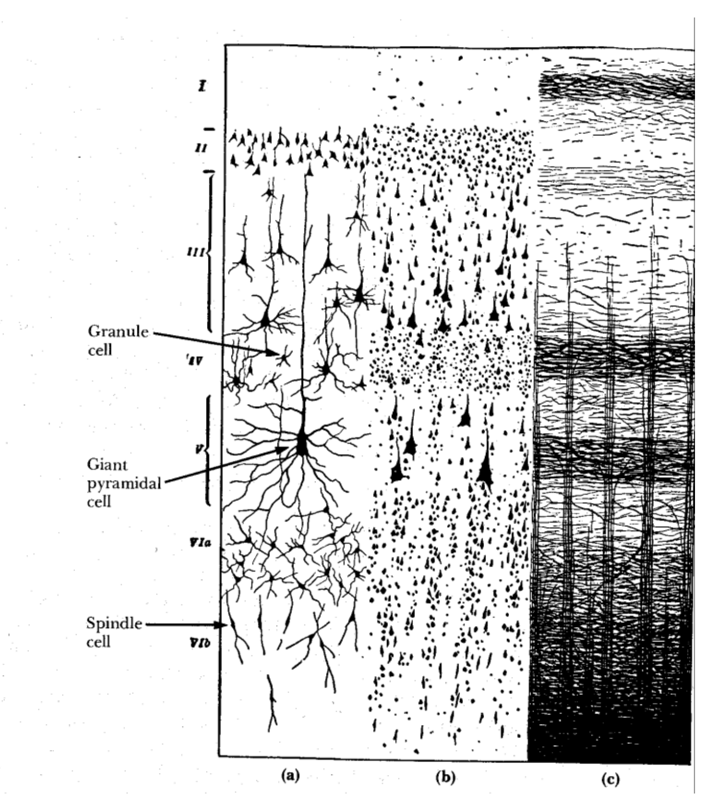


Figura 43. Sección de la corteza parietal mostrando las seis capas histológicas

Imagen tomada de http://usuarios.lycos.es/legajius/Dir/Protocolos/Eeg/electroencefalografia.pdf

2.2.3. Electrogénesis cortical

Un fragmento de tejido cortical aislado es asiento de actividad eléctrica espontánea. Esta actividad se caracteriza por salvas de ondas lentas sobre las que se superponen ritmos rápidos. Entre un pico y otro aparecen períodos de silencio eléctrico. Estas señales son producidas como consecuencia de la actividad sináptica general de regiones discretas de tejido: los PPSE (potenciales postsinápticos excitadores) y los PPSI (potenciales postsinápticos inhibidores) se suman entre si y dan origen a potenciales lentos que son las ondas registradas. Una de estas porciones de tejido capaz de producir actividad eléctrica se llama un *generador*. Se han puesto de manifiesto tres generadores corticales:

- *Generador A:* Situado a unas 500 micras de la superficie cortical está producido por la despolarización de las dendritas apicales de las células piramidales. Su actividad produce ondas negativas en la superficie de la corteza. No tiene relación con la descarga de potenciales de acción de las células.

- *Generador B:* Situado a 900 micras de profundidad está formado por las despolarizaciones de los somas de las células piramidales. Produce ondas positivas en la superficie cortical y su actividad coincide con la aparición de potenciales de acción en las células.
- *Generador C:* Está situado también a 900 micras, pero su actividad determina ondas negativas en la superficie cortical y es el resultado de la hiperpolarización de las células. Su actividad coincide con una interrupción de la descarga de potenciales de acción en las células piramidales.

De forma general, una tensión positiva en la superficie cortical traduce una despolarización en las capas más profundas de la corteza. En cambio, una tensión negativa puede resultar, bien de una despolarización superficial, o de una hiperpolarización profunda. [3]

2.2.4. Sincronización de la actividad celular

De lo dicho anteriormente, las señales corticales son consecuencia de la actividad neuronal. Sin embargo, dado que en un registro normal se recoge la actividad de muchos miles de neuronas, para poder conseguir una actividad global mínima es preciso que las neuronas vecinas se encuentren sincronizadas. Cuando así ocurre, se pueden observar ondas tanto mayores y tanto más lentas, cuanta mayor sea la sincronía de los generadores.
La sincronización se encuentra bajo control de estructuras subcorticales, fundamentalmente ciertos núcleos talámicos que actúan como los marcapasos sincronizadores de las actividades rítmicas corticales. Por el contrario, otras regiones más caudales que van desde el hipotálamo hasta la porción rostral del bulbo constituyen estructuras desincronizadoras. [4]

2.2.5. Técnicas para el registro de EEG

Grabaciones a nivel del cuero cabelludo de la actividad neuronal espontánea en el cerebro, identificada como EEG, permiten la medición de los posibles cambios a lo largo del tiempo entre la señal de un electrodo y un electrodo de referencia. Comparado con otros biopotenciales, tales como el electrocardiograma, el EEG es sumamente difícil de interpretar para un observador inexperto, en parte como resultado de la cartografía espacial de las funciones en diferentes regiones del cerebro y la colocación de los electrodos. Reconociendo que algún tipo de normalización era necesaria, la *Federación Internacional de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica* adoptó el sistema de colocación de electrodos 10-20, figura 44. Adicionalmente a la gama estándar 10-20 del cuero cabelludo, electrodos para monitorear el movimiento de ojos, ECG, y la actividad muscular son esenciales para la vigilancia de diferentes estados de comportamiento.

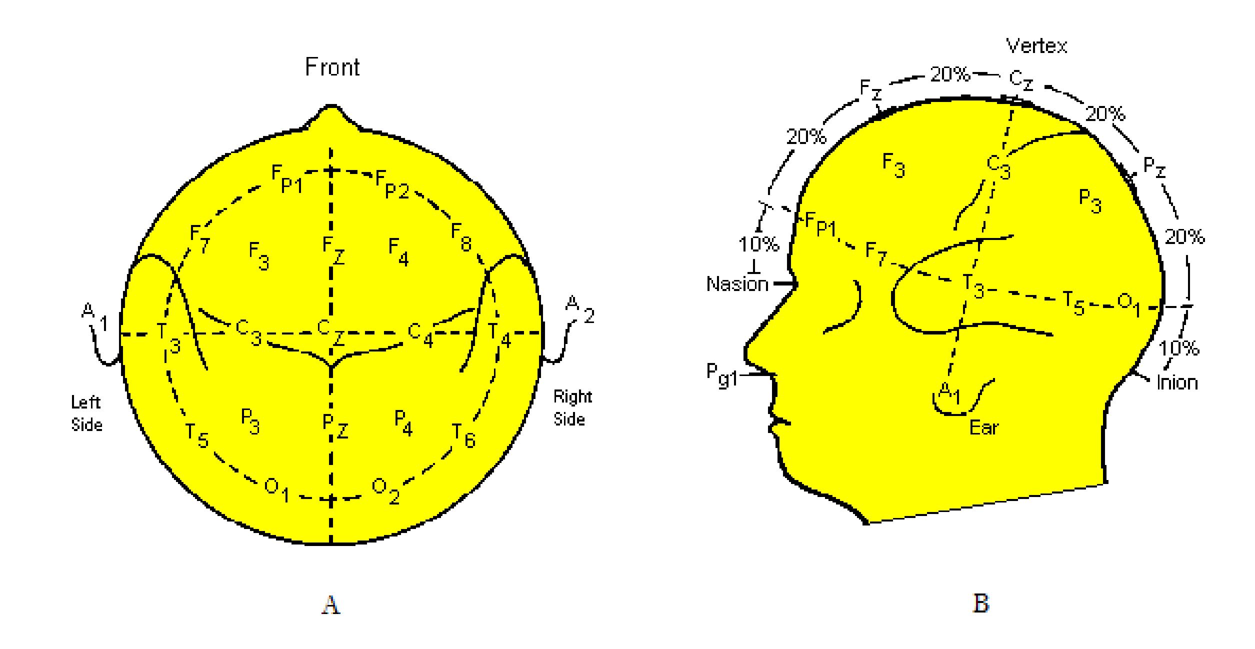


Figura 44. Sistema 10-20. (A) Vista superior (B) Vista lateral

Imagen tomada de http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html

Cualquier sistema EEG consta de electrodos, amplificadores (con filtros apropiados), y un dispositivo de grabación, la figura 45 muestra el diagrama de bloques para un canal de un EEG. La instrumentación necesaria para el registro de la actividad EEG puede ser simple o bien complicada. Son comúnmente utilizados, los electrodos escala que consisten de discos de Ag-AgCl, de 1 a 3 mm de diámetro, con derivaciones largas y flexibles que pueden conectarse a un amplificador. Aunque una baja impedancia de contacto es lo ideal para la interfaz electrodo-piel (<10 kΩ), este objetivo es complicado por el pelo y la dificultad mecánica de estabilizar el electrodo. Electrodos de pasta conductora ayudan a obtener baja impedancia y mantener los electrodos en su lugar. A menudo, un cemento de contacto (colodión) se utiliza para fijar los pequeños parches de gasa sobre los electrodos para obtener mayor estabilidad mecánica, y las derivaciones son usualmente pegadas al sujeto con el objeto de proporcionar algo de liberación de tensión. Realizar una ligera abrasión en la piel es una técnica usualmente utilizada para obtener baja impedancia de electrodo, pero esto además del dolor causado al sujeto, puede causar una ligera irritación hasta infecciones en algunas ocasiones. Para registros de larga duración, como los registros de vigilancia, los electrodos presentan mayores problemas, en este caso los denominados electrodos aguja, aquellos que deben ser insertados dentro del tejido entre la superficie del cuero cabelludo y el cráneo, a veces son útiles. Sin embargo, el peligro de infección aumenta significativamente. Electrodos con amplificadores miniatura auto-

contenidos son un poco más tolerantes, ya que proporcionan una fuente de baja impedancia para la interconexión de las derivaciones, pero son costosos. A pesar de numerosos intentos para simplificar el proceso de aplicación de electrodos y garantizar la estabilidad a largo plazo, ningún método ha sido ampliamente aceptado. Existen instrumentos disponibles para medir la impedancia entre pares de electrodos, este procedimiento es altamente recomendado como buena práctica, ya que altas impedancias conducen a distorsiones que pueden ser difíciles de separar de las señales reales del EEG. De hecho, monitores de impedancia de los electrodos son construidos en algunos dispositivos EEG comercialmente disponibles. De aplicarse cuidadosamente los electrodos, se podrían obtener amplitudes de señal de 1 a 10 μV. Una considerable amplificación (ganancia = 10^6) es necesaria para lograr que la fuerza de la señal alcance un nivel aceptable en la entrada de los dispositivos de registro. Debido a la longitud de los electrodos de las derivaciones y el eléctricamente ruidoso entorno en el que comúnmente se realizan las grabaciones, amplificadores diferenciales con una inherente alta impedancia de entrada y alto CMRR, son esenciales para registros EEG de alta calidad.

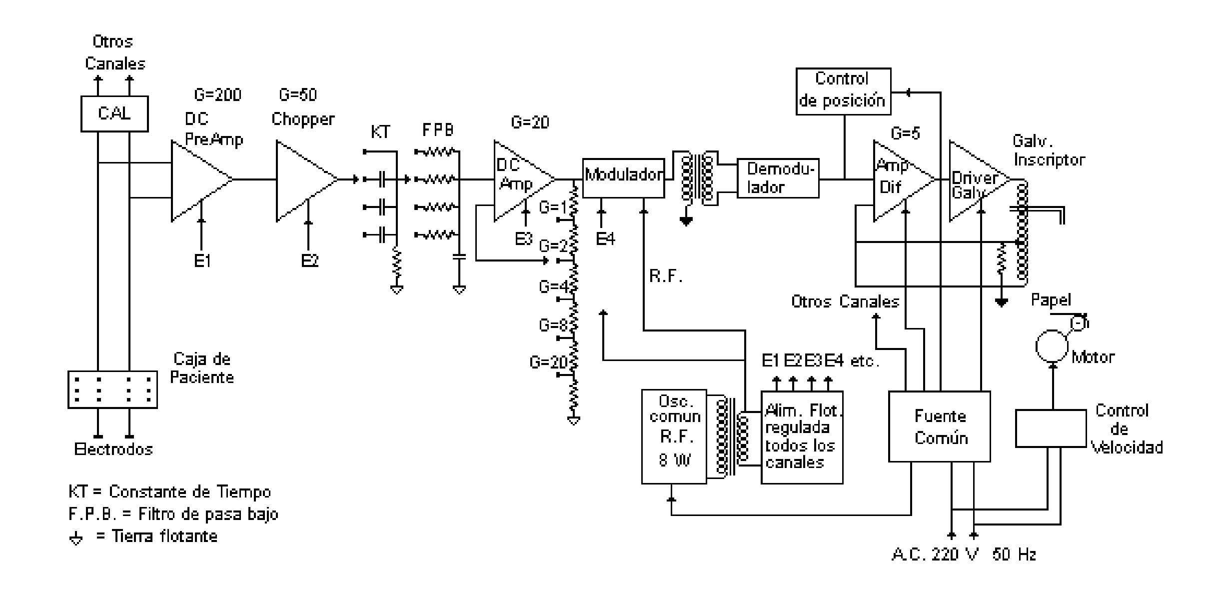


Figura 45. Diagrama de bloques de un canal de EEG

Imagen tomada de http://espanol.geocities.com/florpajaro/circuitoeeg.gif

En algunas instalaciones, habitaciones especialmente blindadas eléctricamente minimizan el ruido eléctrico del medio ambiente, particularmente la línea de ruido de 60 Hz de corriente alterna (AC). Dado que gran parte de la información de interés en el EEG reside en las bandas de frecuencia por debajo de 40 Hz, filtros pasa bajos en el amplificador pueden utilizarse para reducir grandemente el ruido de 60 Hz. Para atenuar el ruido AC cuando el punto de corte del pasa bajos está por encima de los 60 Hz, muchos

amplificadores emplean un filtro Notch específico solo para las frecuencias de banda estrecha centrada alrededor de 60 Hz. Al tratar de eliminar o reducir al mínimo el efecto de fuentes de 60-Hz, a veces es útil usar una fuente "irreal", como un resistor fijo de 100 kΩ adjunto a los electrodos. Mediante el empleo de una fuente "irreal" como una de las señales de entrada, la salida del amplificador diferencial sólo representa las contribuciones provenientes de fuentes de interferencias. Si pudiera ser reducido a un nivel aceptable (al menos por un factor de 10 menos que las señales EEG), es probable que registros EEG contaminados se puedan obtener. Además de (o en lugar de) un lápiz registrador, el EEG puede ser grabado en una grabadora de cinta analógica multicanal de frecuencia modulada (FM), en el transcurso de dichas grabaciones, un dispositivo de salida visuales como un osciloscopio o pantalla de vídeo es utilizado a menudo para permitir la monitorización visual de las señales. Cintas de grabación FM y sistemas de reproducción sofisticados permiten a los clínicos revisar registros EEG sobre un tiempo enormemente reducido en comparación con el requerido para observar registros en tiempo real. Dichos sistemas aprovechan los esquemas de compensación de tiempo, según los cuales una señal registrada a una velocidad puede ser reproducida luego a una mayor velocidad. Una razón de 60:1 se usa a menudo. Así pues, un clínico entrenado puede revisar cada minuto de tiempo real EEG en 1 s. La pantalla es desplazada a una tasa elevada horizontalmente través en la pantalla. Las características de estos instrumentos permiten al clínico congelar un segmento de EEG en la pantalla y ralentizar o acelerar la velocidad estándar de la cinta en reproducción según sea necesario. Una marca vertical de la "señal" es generalmente exhibida en intervalos periódicos por un canal como especie de marca de tiempo lo que proporciona una referencia conveniente para la sincronización.

Los computadores también pueden ser utilizados como dispositivos de registro, en estos sistemas, uno o más canales de señales EEG son muestreadas repetidamente en un intervalo fijo de tiempo (intervalo de muestreo), y cada muestra es convertida en una representación digital por un convertido análogo-digital (A/D). El convertidor A/D esta interconectado con un sistema informático de tal forma que cada una de las muestras puede ser guardada en la memoria de la computadora. La resolución del convertidor A/D está determinada por la menor amplitud que puede ser muestreada. Esto es determinado dividiendo el rango de voltaje del convertidor A / D por 2 elevado a la potencia del número de bits del convertidor A / D.

Además de la información disponible de actividad espontánea del EEG, la respuesta eléctrica del cerebro a la estimulación sensorial es también importante. Debido a la relativamente pequeña amplitud del potencial de estímulo-evocado comparado con la de los potenciales espontáneos EEG, la técnica de promediación de la señal es a menudo utilizada para mejorar las características de la respuesta estímulo-evocada. La promediación de estímulos aprovecha el hecho de que la respuesta eléctrica del cerebro está bloqueada a la aparición del estímulo, mientras que los posibles cambios de fondo no

evocados, son distribuidos al azar en el tiempo. En consecuencia, el promedio de múltiples respuestas de estímulo-evocados resultan en la mejora de la actividad de bloqueo de tiempo, mientras que la actividad media aleatoria de fondo se aproxima a cero. El resultado es una respuesta evocada que se compone de una serie de discretos y replicables picos, que ocurren en función de los parámetros de grabación y estímulo, a latencia previsible asociadas con la aparición de la estimulación. [5]

2.2.6. Electroencefalograma

Las ondas del cerebro de individuos normales van desde el rango de baja frecuencia, casi ondas periódicas con un gran componente delta en el sueño profundo, hasta ondas beta no coherente de alta frecuencia medidas en los canales del lóbulo frontal durante una intensa actividad mental. Un estado relajado está caracterizado por ondas alfa de los canales del lóbulo occipital. Una respuesta evocada visualmente es fácilmente medida solo con abrir y cerrar los ojos. Ondas cerebrales anormales pueden indicar, ya sea un estado patológico en el paciente, o la presencia de algún efecto introducido por el instrumento. Tales efectos pueden estar interviniendo debido a un uso impropio del instrumento, especialmente en la interfaz de los electrodos, o ya bien podría ser problema de instrumentación, posicionamiento impropio de los electrodos, conexiones dañadas, sudor, entre otras. [6]

2.2.7. Ondas del EEG

Poseen amplitudes que van desde los 10 mV en registros sobre la corteza cerebral, a 100 mV en la superficie del cuero cabelludo. Las frecuencias de estas ondas se mueven entre 0,5 y 100 Hz y dependen mucho del grado de actividad de la corteza cerebral. La mayoría de las veces estas ondas no poseen ninguna forma determinada, en algunas son ritmos normales que suelen clasificarse en ritmos *a*, *b*, *q y d*. En otras poseen características muy específicas de patologías cerebrales como la epilepsia (figura 46).

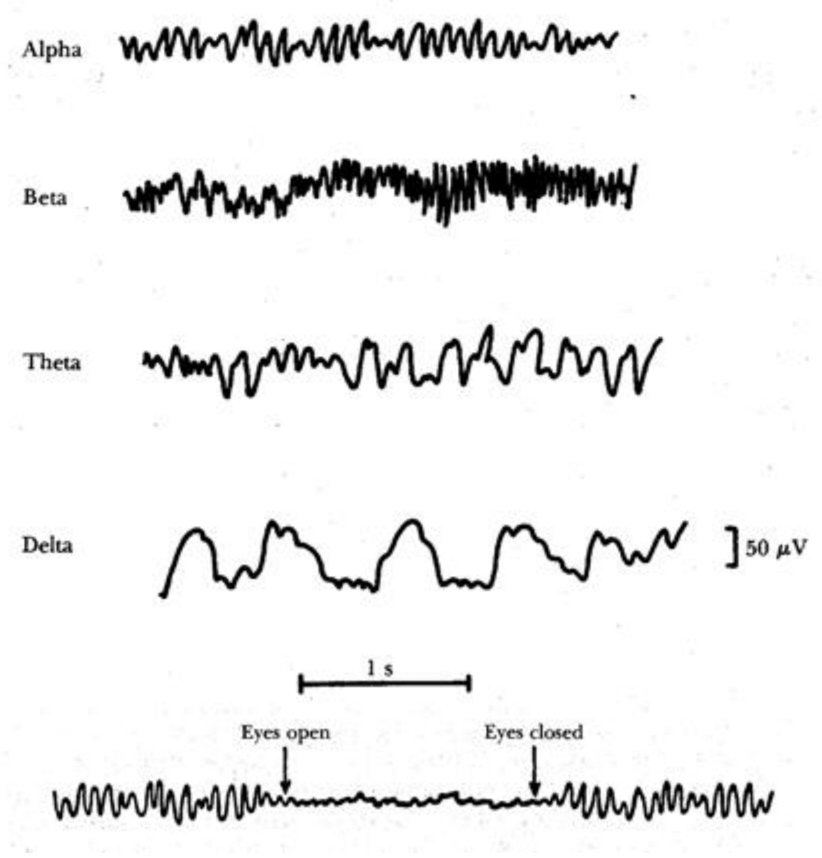


Figura 46. Ritmos normales en electroencefalografía.

Imagen tomada de http://usuarios.lycos.es/legajius/Dir/

Las ondas *a* poseen frecuencias entre 8 y 13 Hz. Se registran en sujetos normales despiertos, sin ninguna actividad y con los ojos cerrados, localizándose sobre todo en la zona occipital; su amplitud está comprendida entre 20 y 200 mV.

Las ondas *b* poseen frecuencias entre 14 y 30 Hz, aunque pueden llegar hasta los 50 Hz; se registran fundamentalmente en las regiones parietal y frontal. Se dividen en dos tipos fundamentales, de comportamiento muy distinto, *b1 y b2*. Las ondas *b1*, tienen una frecuencia doble a las ondas *b2* y se comportan de forma parecida a ellas. Las ondas *b2*, aparecen cuando se activa intensamente el SNC (sistema nervioso central) o cuando el sujeto está bajo tensión.

Las ondas *q* poseen frecuencias entre 4 y 7 Hz y se presentan en la infancia aunque también pueden presentarlas los adultos en períodos de *stress* emocional y frustración. Se localizan en las zonas parietal y temporal. Las ondas *d* poseen frecuencias inferiores a 3,5 Hz y se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.

Se ha observado cómo la actividad cerebral durante la vigilia modifica sustancialmente el EEG, algo parecido ocurre durante el sueño, en el que tienen lugar de forma cíclica cambios espectrales muy notables, pudiendo ser cualquier desviación indicativa de una patología cerebral. En la figura 47 se distinguen distintas fases del sueño que corresponden sucesivamente a los estados de alerta o excitación, de relajación, de somnolencia, de sueño y, finalmente, de sueño profundo. Se debe observar que la frecuencia de las ondas del EEG va disminuyendo progresivamente, aunque pueden aparecer ondas transitorias rápidas (puntas, ondas V y complejos K). Además del EEG se suelen registrar conjuntamente otras variables fisiológicas como el EOG (electrooculograma), el ECG (electrocardiograma), el EMG (electromiograma) y la frecuencia respiratoria, que ayudan a determinar la profundidad del sueño del sujeto en observación. Así por ejemplo, el EOG permite determinar las fases REM *(rapid eye movement)* del sueño, el EMG el grado de relajación muscular, etc.

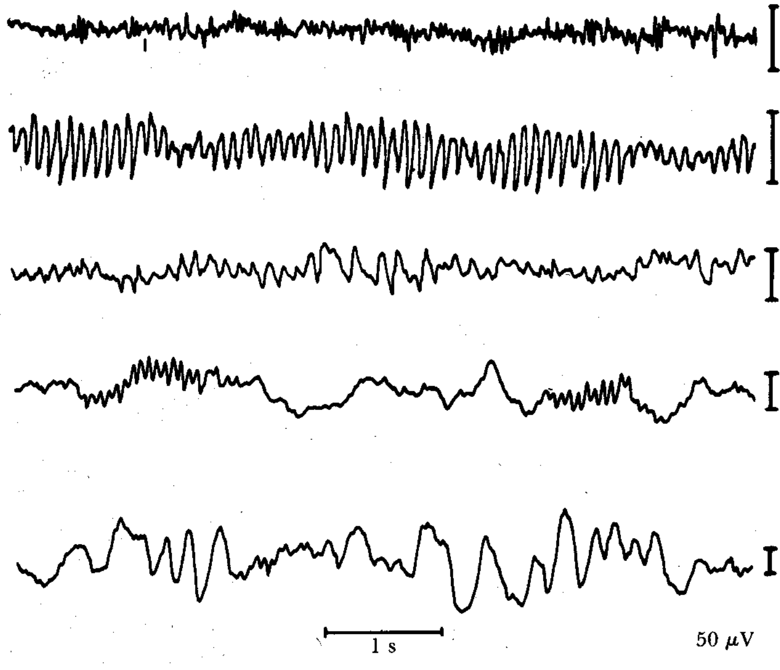


Figura 47. EEG durante distintas fases del sueño.

Imagen tomada de http://usuarios.lycos.es/legajius/Dir/

Por último hay que señalar que las distintas fases del sueño se suelen repetir de forma cíclica durante la noche. Uno de los usos fundamentales del EEG está en el diagnóstico y localización de la epilepsia, que tiene su origen en una activación excesiva de parte o de todo el SNC (sistema nervioso central).

Existen tres grupos básicos de epilepsia: la *epilepsia generalizada* (abarca todo el cerebro), la *epilepsia parcial* (abarca solo una parte del cerebro), y la de *difícil* clasificación (no corresponde a ninguno de los tipos anteriores), figura 48.

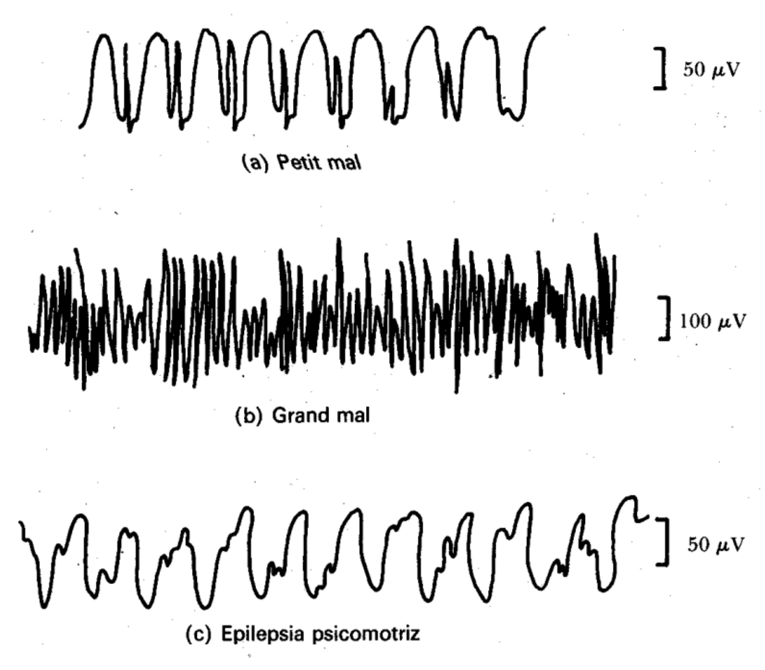


Figura 48. EEG correspondiente a distintos tipos de epilepsia.

Imagen tomada de http://usuarios.lycos.es/legajius/Dir/

El EEG muestra puntas y ondas características (figura 48a). Las *epilepsias parciales* suelen ser causadas por lesiones cerebrales orgánicas focales (tumores, traumatismos, tejido destruido, y otros). Algunos ejemplos de crisis parciales son las crisis con síntomas motores (posturales, jacksonianas, afásicas, entre otras), con síntomas sonatosensoriales (visuales, auditivos, etc.), con trastornos de la conciencia (automatismos, crisis de angustia, de risa), etc. En la figura 48c se observa un ejemplo gráfico de una crisis motriz: ondas rectangulares de frecuencia entre 2 y 4 Hz con ondas superpuestas de 14 Hz. [7]

2.2.8. Interpretación del EEG

El registro en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral carece de patrón reproducible, asemejando el registro a una señal "caótica". Para una más simple interpretación, la señal de EEG en tiempo real es sometida a un análisis espectral utilizando el algoritmo conocido como Transformada Rápida de Fourier (FFT). El proceso es similar al que sufre la luz cuando se hace pasar a través de un prisma, descomponiéndose esta en los colores fundamentales. Pues bien, el análisis espectral descompone la señal caótica de EEG en sus

componentes fundamentales (figura 49), en este caso llamados armónicos. Estos armónicos son señales sinusoidales puras, obteniendo de esta forma todo el contenido en frecuencias en una banda entre 0.5 Hz. y 30 Hz., junto con sus correspondientes valores de Amplitud (o Potencia). Dichas frecuencias se agrupan en cuatro bandas, según su valor. En la práctica, el EEG en tiempo real se digitaliza, a continuación se divide en trozos o "tiras" de 2 segundos de duración y se aplica a cada "tira" el análisis espectral. De esta forma se van obteniendo sucesivos espectros de potencia, que no son más que la representación de las frecuencias de los armónicos frente a sus amplitudes (o potencias).El análisis espectral proporciona además otros parámetros, como la Frecuencia Media (FM), Corte de Frecuencia (SEF 95) y pico de Frecuencia, cuantificando de esta forma esa señal caótica que es el EEG y facilitando por consiguiente su interpretación. [8]



Figura 49. Análisis espectral por FFT

Imagen tomada de http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html

2.2.9. Análisis no lineal del EEG

Debido a la compleja naturaleza de las señales de origen fisiológico, los métodos de análisis no lineal pueden proporcionar elementos para comprender las funciones y disfunciones de los órganos o sistemas que las generan, bien con el fin de caracterizar el comportamiento de algún órgano, o como ayuda en el diagnóstico de patologías. Para una red neuronal como el cerebro, la no linealidad aparece incluso a nivel celular en el comportamiento de las neuronas. Además, la hipótesis de un cerebro completamente estocástico puede rechazarse debido a su capacidad para realizar tareas cognitivas muy complejas. Esto implicaría que las 10^{11} neuronas del cerebro no siguen una actividad completamente aleatoria, sino que presentan un comportamiento colectivo que, al contrario que en un sistema completamente determinista, es sensible a las condiciones iníciales. Por todo ello, el análisis no lineal de las señales de EEG resulta muy adecuado. [9]

2.2.9.1. Métodos de análisis no lineal

- *Entropía Aproximada*

La entropía aproximada (*ApEn*) es una familia de medidas estadísticas que permite distinguir conjuntos de datos a partir de medidas de regularidad. Asigna un número no negativo a una serie temporal y cuantifica cómo son de previsibles las fluctuaciones de los valores de ésta. Una secuencia de datos que contenga una gran cantidad de patrones repetitivos tendrá una *ApEn* pequeña, mientras que una menos predecible (más irregular) tendrá una *ApEn* mayor. Para calcular la *ApEn* de una serie temporal es necesario fijar dos parámetros: una longitud *m* y una ventana de tolerancia *r*. *ApEn* mide la similitud logarítmica de que patrones próximos (separados menos que *r*) para *m* observaciones contiguas permanezcan a una distancia menor que *r* en las siguientes comparaciones aumentando *m*. Es obligatorio considerar *ApEn* (*m*, *r*, *N*), donde *N* es el número de puntos de la serie, como una familia de medidas, por lo que las comparaciones han de realizarse con *m*, *r* y *N* fijos. Si se tienen *N* muestras correspondientes a una serie {*x*(*n*)}, se puede calcular *ApEn* (*m*, *r*, *N*) así:

1. Se crean los vectores *X* (1)...*X*(*N*-*m*+1), con: *X* (*i*) = [*x* (*i*), *x* (*i*+1),…, *x* (*i*+*m*-1)], 1 ≤*i* ≤*Nm*+ 1. Estos vectores representan *m* valores consecutivos de *x*.

2. Se define la distancia entre *X*(*i*) y *X*(*j*) como:

$$d[X(i), X(j)] = \max_{k=1,\ldots,m} (|x(i+k) - x(j+k)|)$$

3. Para un *X* (*i*) dado, sea *Nm* (*i*) el número de *j* (1 ≤ *j* ≤ *N*-*m*+1, *j*≠*i*) tales que *d* [*X* (*i*), *X* (*j*)] ≤*r*. Entonces, para 1 ≤*i*≤ *N*-*m*+1.

$$C_r^m(i) = N^m(i)/(N - m + 1)$$

C_r^m Mide la frecuencia de patrones similares de longitud *m* para una tolerancia *r*.

4. Se calcula el logaritmo natural de cada C_r^m (*i*) y se promedia para *i*:

$$\emptyset^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i)$$

5. Se aumenta la dimensión a $m + 1$ y se obtiene $\boldsymbol{C_r^{m+1}(i)}$ ***y*** $\boldsymbol{\varphi^{m+1}(r)}$.
6. Teóricamente, la entropía aproximada se define como:

$$\boldsymbol{ApEn(m,r) = \lim_{n\to\infty}[\emptyset^m(r) - \emptyset^{m+1}(r)]}$$

Como el número de datos *N* es finito, la *ApEn* se estima a partir de la siguiente fórmula:

$$\boldsymbol{ApEn(m,r,N) = \emptyset^m(r) - \emptyset^{m+1}(r)}$$

Aunque la elección de *m* y *r* es fundamental en el cálculo de *ApEn*, no existe ninguna regla que permita optimizar sus valores. En principio, la precisión de la estimación de la entropía mejora al aumentar el número de coincidencias existentes entre patrones de longitud *m* y $m + 1$, lo que puede conseguirse con *m* pequeño y *r* elevado. Sin embargo, es necesario llegar a un compromiso en la elección: con valores de *r* pequeños se estima de manera adecuada la probabilidad condicional, mientras que para valores elevados se pierden detalles acerca de la señal que se pretende caracterizar. Además, *r* debe elegirse mayor que el ruido que contamina la señal para evitar una influencia excesiva de éste. [10]

- *Entropía Muestral*

Una de las características del algoritmo empleado para estimar *ApEn* es que compara cada vector consigo mismo al contar el número de vectores separados una distancia menor que *r*.
Esta práctica introduce un sesgo en *ApEn*. Como consecuencia *ApEn* depende de la longitud de la serie temporal analizada más de lo que inicialmente se creía y sugiere que en una serie temporal hay una mayor similitud que la que en realidad existe. Para reducir este sesgo, se ha introducido la entropía muestral (*SampEn*). *SampEn* cuantifica la regularidad de una serie temporal, con valores mayores asociados a una mayor irregularidad. Antes de calcular *SampEn* hay que fijar dos parámetros: la longitud *m*, que determina el tamaño de los vectores comparados, y una ventana de tolerancia *r*, que suele normalizarse empleando la desviación típica de la serie original. *SampEn* (*m*, *r*, *N*), donde *N* es el número de puntos de la serie, es el negativo del logaritmo neperiano de la probabilidad condicional de que dos secuencias similares para *m* puntos (distancia entre ellas menor que *r*) sigan siéndolo al incrementar el número de puntos a $m + 1$. [11]

2.2.10. Resumen de subcapítulo

La electroencefalografía es el registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo. El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo. Dicho registro posee formas muy complejas que varían mucho con la localización de los electrodos y entre individuos. Esto es debido al gran número de interconexiones que presentan las neuronas y por la estructura no uniforme del encéfalo. Las ondas del EEG poseen amplitudes que van desde los 10 mV en registros sobre la corteza cerebral, a 100 mV en la superficie del cuero cabelludo, y sus frecuencias se mueven entre 0,5 y 100 Hz y dependen mucho del grado de actividad de la corteza cerebral. Generalmente para el análisis de las ondas EEG se utiliza un análisis espectral utilizando el algoritmo conocido como Transformada Rápida de Fourier (FFT). También existen métodos de análisis no lineal como la entropía muestral y la entropía aproximada.

REFERENCIAS

[1]Bronzino, J. d. "Principles of Electroencephalography."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 253-254.

[2][3][4]Rafael Barea Navarro. "Electroencefalografía". *Instrumentación Biomédica* Departamento Electrónica. Universidad Alcalá. Pag 7-9

[5][6] Bronzino, J. d. "Principles of Electroencephalography."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 254-257.

[7]Daniel Abásolo Baz, Roberto Hornero Sánchez, Pedro Espino Hurtado, *Análisis no lineal de la señal de electroencefalograma (EEG) para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad de alzheimer.*

[8] http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html

[9][10][11]H. Kantz and T. Schreiber, *Nonlinear Time Series Analysis*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1997.

2.3. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

La Electromiografía es una prueba no radiológica que proporciona información diagnóstica sobre daños de las raíces nerviosas, en los músculos. Es una exploración eléctrica de los nervios periféricos por medio de la estimulación de los músculos para conseguir su contracción siendo de gran utilidad en los casos de dolor crónico lumbar y de extremidades inferiores. A través de una aguja o electrodos y unos cables, un dispositivo bioelectronico percibe dicha contracción, la señal captada aparecerá en una pantalla similar a la de un televisor. Un nervio en buen estado presenta un gráfico específico en la pantalla, en cambio si existe alguna alteración por compresión, lesión o enfermedad en la pantalla saldrá una gráfica desviada del patrón de normalidad. La electromiografía no aporta datos sobre el origen de la lesión pero detalla un informe de estado de las raíces nerviosas y sus daños. En el presente subcapítulo se explicara brevemente la estructura y función de los músculos, para proceder a hablar de la utilidad clínica de esta técnica. Se hablará de los elementos que en general forman un sistema EMG, electrodos, amplificadores, los sistemas de registro y el altavoz. Para finalizar se hablarán de algunos tipos de registros electromiográficos, como es la electromiografía de electrodo concéntrico, EMG de fibra única y por ultimo macro EMG.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

2.3.1. Estructura y función de los músculos

Los músculos comprenden aproximadamente el 40% de la masa en los humanos, con músculos que van desde los extraoculares que mueven el ojo en su posición, hasta los músculos en las extremidades que producen locomoción y permiten el control de postura. Los diseños de los músculos varían dependiendo del rango de locomoción y fuerza necesitada. En el arreglo más simple (fusiforme), fibras paralelas están extendidas a lo largo de toda la longitud del músculo y adjuntas a tendones en ambos extremos del mismo. Los músculos que producen una fuerza grande tienen una estructura más complicada en la cual fibras musculares están adjuntas a un tendón plano que se extiende sobre una gran parte del músculo. Este arreglo incrementa el área cruce-seccional y por lo tanto la fuerza contráctil del músculo. Cuando las fibras musculares sobresalen de ambos lados del tendón, la estructura muscular es llamada *bipennate*. Una capa de lípidos (sarcolema) encierra la fibra muscular y separa el mioplasma intracelular del fluido intersticial. Entre fibras cercanas corre una capa de tejido conectivo, *el endomisio*, compuesta principalmente de colágeno y elastina. Paquetes de fibras, o faciclos, son mantenidos juntas por una capa gruesa de tejido conectivo llamado el *perimisio*. Todo el músculo está recubierto por una capa de tejido conectivo llamada epimisio, este está continuo a los tendones que mantienen junto el músculo al esqueleto. En el mioplasma, filamentos delgados y gruesos interactúan y forman unidades conectadas en serie llamadas

sarcomeros. Numerosos sarcomeros conectados de extremo a extremo, forman capítulos longitudinales de miofibrillas que se extienden por toda la longitud de la fibra muscular. El encogimiento total de un músculo durante una contracción es el efecto de que todos los sarcomeros se encojan simultáneamente en serie. Los sarcomeros individuales se encogen formando puentes entre los filamentos delgados y gruesos. Los puentes jalan los filamentos uno hacia el otro, de esta forma incrementando la cantidad de traslape longitudinal entre los filamentos gruesos y delgados. La densa matriz de miofibrillas se mantiene en su lugar gracias a un armazón estructural de filamentos intermedios compuestos de desmina, vimetina, y sinemina. En el sitio del cruce neuromuscular, cada neurona motora forma brotes colaterales y activa muchas fibras musculares distribuidas casi perfectamente dentro de una región elíptica o circular que tiene desde 2 a 10 mm en diámetro. La neurona motora y las fibras musculares que son activadas constituyen una unidad funcional, la unidad motora. La sección cruzada del músculo ocupada por una unidad motora es llamada territorio de unidad motora (MUT). Una fibra muscular típica es activada solamente en un solo punto, localizado entre una banda cruce-seccional llamada la *zona plato-final.* Mientras el ancho de la zona plato-final es de solo unos pocos milímetros, la zona en si misma se puede extender por una gran parte del músculo. El numero de fibras musculares por neurona motora va desde el rango 3:1 en los músculo extrínsecos en el ojo donde una fina y graduada contracción es requerida, hasta 120:1 en algunos músculos de extremidades con movimiento tosco. Las fibras de una neurona motora están entremezcladas con las fibras de otras unidades motoras, entonces una gran cantidad de unidades motoras yacen dentro de una sección dada cruce-seccional. Las fibras de la misma unidad motora se piensa que pueden estar aleatoriamente o perfectamente distribuidas dentro del territorio de la unidad motora, sin embargo, la reactivación de algunas fibras dañadas usualmente resulta en la formación de agrupaciones de fibras, figura 50. [1]

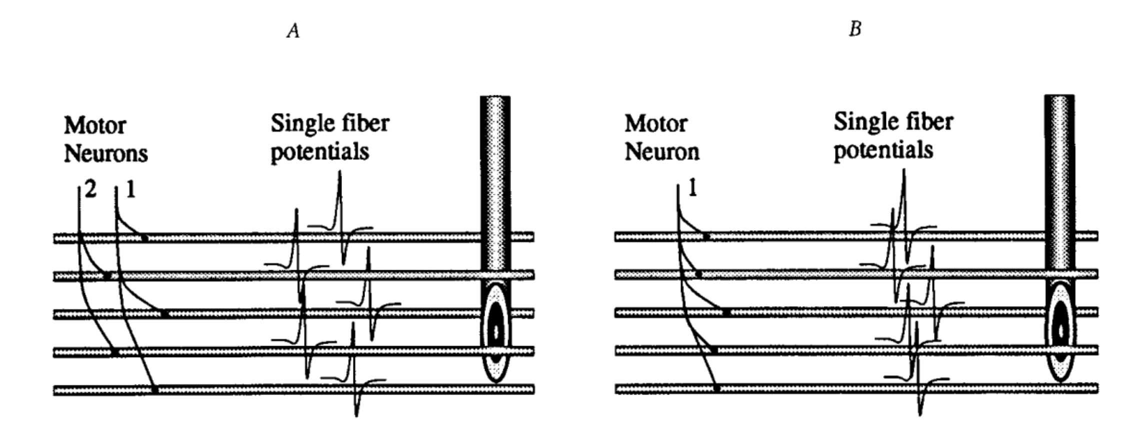


Figura 50. Inervación de fibras musculares. (*A*) Dos unidades motoras normales con fibras musculares entremezcladas. (*B*) Reactivación de fibras musculares. La segunda y cuarta fibra ha perdido su neurona motora y subsecuentemente se han reactivado por brotes recientemente formados en la neurona motora.

Imagen tomada de Henneberg, K. "Principles of Electromyography." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Pag:244

2.3.2. Utilidad y aplicaciones clínicas del EMG

La EMG es una disciplina especializada que se ocupa de la evaluación clínica y neurofisiológica de la patología neuromuscular y de ciertos aspectos de la patología del SNC. La EMG es una extensión y profundización del diagnóstico clínico neurológico y utiliza los mismos principios de localización topográfica. Su mayor sensibilidad, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas; al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica. Al contrario de otras pruebas de laboratorio, en las que se realiza un protocolo exploratorio rígido, la EMG clínica es una prueba dinámica en la que cada paciente precisa una estrategia de estudio individualizada en función de su cuadro clínico concreto. Por ello se debe partir siempre de una adecuada anamnesis[14] y exploración clínica del paciente y a menudo es preciso cambiar el esquema inicial durante el examen a tenor de los resultados obtenidos.

El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas (procedimientos) que se realizan en el laboratorio de EMG permite distinguir entre lesiones del *SNC (sistema nervioso central)* y del *SNP (sistema nervioso periférico)*. A su vez, la utilización combinada de la EMG, los PES (potenciales evocados somatosensoriales), la EEG cuantitativa y la EMS (electromiografía de superficie) son de gran ayuda en la evaluación funcional y topográfica en la patología del SNC (EMG central). Además permite en patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones, específicamente permite localizar:

a) Lesiones de la neurona motora del asta anterior o del tronco (*neuronopatías motoras*) y de las neuronas del ganglio raquídeo posterior *(neuronopatías sensitivas)*.

b) Lesiones de las raíces motoras o sensitivas *(radiculopatías)*, de los plexos *(plexopatías)* y de los troncos nerviosos *(lesiones tronculares)*.

c) Alteraciones de la *transmisión neuromuscular* y, dentro de ellas, distinción entre trastornos presinápticos y postsinápticos.

d) Trastornos primarios del músculo esquelético *(miopatías)*

---

[14] En medicina, la **anamnesis** es el término médico empleado en los conocimientos y habilidades de la semiología clínica, para referirse a la información proporcionada por el propio paciente al médico durante una entrevista clínica

Finalmente, una serie de técnicas, varias de ellas incorporadas al software de los electromiógrafos contemporáneos, exploran la función del *sistema nervioso autónomo* (SNA) y sus trastornos. [2]

2.3.3. Instrumentación. Características técnicas.

La figura 51, muestra el diagrama de bloques de un sistema EMG.

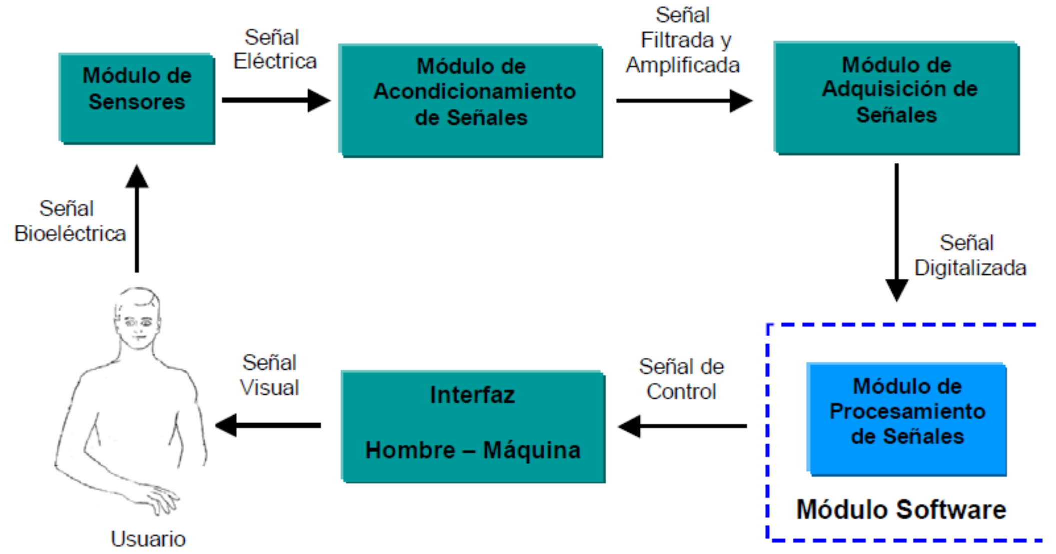


Figura 51. Diagrama de bloques de un sistema EMG

Imagen tomada de http://ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB_CIHM.pdf

El módulo de sensores se encarga de detectar las señales EMG generadas a partir de las contracciones musculares del brazo de un usuario y convertirlas en señales eléctricas, las cuales pasan al módulo de acondicionamiento de señales donde son amplificadas, ya que presentan niveles de voltaje muy pequeños, y posteriormente ser filtradas para eliminar componentes de ruido que las distorsionen; en el módulo de adquisición de señales se realiza un proceso de digitalización mediante algoritmos computacionales. El módulo de procesamiento de señales incluye dos fases: extracción de características, para conocer aspectos representativos de las señales EMG y clasificación a partir de las características extraídas, con el fin de categorizarlas dentro de una de las posibles clases que hayan sido definidas, esto último con la finalidad de emplearlas como ordenes de control. Finalmente se llega a un sistema que consta de tres electrodos superficiales del tipo empleado en electrocardiografía, también generalmente se incluyen un filtro que bloquee la señal de 50/60 Hz de la red eléctrica. [3]

En general un equipo de registro electromiográfico consta de los siguientes elementos:

2.3.3.1. *Electrodos*

Recogen la actividad eléctrica del músculo, bien por inserción dentro del mismo o bien a través de la piel que lo recubre, previo acoplamiento por medio de pasta conductora.
Según esto, una primera clasificación de electrodos puede ser entre electrodos *superficiales o profundos.*

.

- *Electrodos Superficiales:* Son pequeños conos o discos metálicos (fabricados de plata o acero inoxidable) que se adaptan íntimamente a la piel. Para reducir la resistencia de contacto se utiliza pasta conductora. Con estos electrodos se puede obtener una idea de la electrogénesis global de músculo (estudio de la respuesta global del músculo), pero no detectan potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia por lo cual su uso se encuentra bastante restringido en electromiografía. Se emplean para la determinación de latencias en la pruebas de conducción y en los estudios kinesiológicos.
- *Electrodos Profundos o de inserción (electrodos de aguja):* Pueden ser de varias clases: *monopolares*, que consisten en una aguja corriente cuya longitud total (excepto en la punta) ha sido aislada. La variación de potencial se mide entre el extremo de la punta, ubicada en el músculo y el electrodo de referencia ubicado en la piel o tejido subcutáneo. *Coaxiales*, este fue introducido en 1929 y es el más adecuado para la práctica clínica. Consiste en una aguja hipodérmica a través de cuyo interior se han insertado uno o varios conductores metálicos finos aislados entre sí y con respecto a la aguja. Sólo el extremo de estos conductores se encuentra desprovisto de aislamiento y es por este punto por el que se captura la señal procedente del tejido muscular. En la actualidad cada vez se usa con mayor frecuencia un electrodo coaxial multicanal en el cual hay 14 conductores. Con éste se puede determinar el territorio de la unidad motora. Este territorio aumenta en los procesos patológicos de carácter neurógeno (en los cuales hay lesión del nervio motor) y disminuye en las lesiones musculares.
  [4]

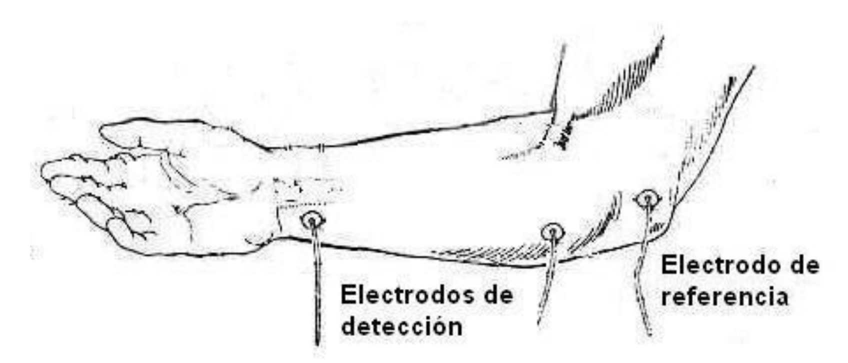


Figura 52. Ubicación de electrodos en el registro EMG de antebrazo

Imagen tomada de http://ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB_CIHM.pdf

2.3.3.2. *Amplificadores*

Su finalidad es la de amplificar los diminutos potenciales recogidos en el músculo de tal forma que puedan ser visualizados en la pantalla de un osciloscopio. El factor de amplificación puede ser superior al millón de veces (60 dB), con lo cual es posible que una señal de 5 microvoltios produzca una deflexión de 1 cm en el registro. Dado que los potenciales electromiográficos presentan una banda de frecuencia muy variable, el amplificador debe ser capaz de responder con fidelidad a señales comprendidas entre los 40 y los 10.000 Hz.

Las principales características de los amplificadores utilizados en EMG son:

Número de canales: 2 (lo más habitual).

Sensibilidad: 1 pV/div. a 10 mV/div.

Impedancia de entrada: 100 MW//47 pF.

CMRR a 50 Hz > 100 dB.

Filtro de paso alto: entre 0,5 Hz y 3 kHz (6 dB/octava). Filtro de paso bajo: entre 0,1 y 15 kHz (12 dB/octava).

Ruido: (1 pV eficaz entre 2 Hz y 10 kHz con la entrada cortocircuitada).

[5]

2.3.3.3. *Sistemas de registro*

Se puede utilizar el registro gráfico en la pantalla de un tubo de rayos catódicos (osciloscopio) o por algún medio de registro permanente. Muy corrientemente los dos tipos de registro son usados simultáneamente.
En el registro osciloscópico, la señal se presenta sobre una pantalla fluorescente. Los potenciales se inscriben como desplazamientos verticales de una línea que se mueve en sentido horizontal a velocidad ajustable. Los registros permanentes pueden realizarse sobre papel, por medio de plumillas y tinta como en electroencefalografía (EEG), aunque este procedimiento ha caído en desuso; la elevada inercia de las plumillas impiden un registro fiel de ciertas formas de onda.
También pueden realizarse registros permanentes por medios fotográficos, sobre soportes magnéticos, en tubos de rayos catódicos de memoria (digital o de persistencia) y recientemente, el sistema de registro con impresora, del tipo de las empleadas en computador. [6]

2.3.3.4. *Altavoz.*

Constituye un elemento indispensable, tan útil para el registro como la pantalla o la fotografía. A veces el oído proporciona una discriminación más fina que la visión de potenciales rápidos por el osciloscopio. Algunas características del electromiograma patológico, como las fibrilaciones o las salvas miotónicas, se perciben mejor acústicamente que por visualización directa.

Todo el equipo necesario para la realización de los electromiogramas, estimuladores, amplificador(es), sistemas de registro, altavoz, suele estar integrado en un instrumento compacto con una caja de entradas y salidas que suele ser independiente y estar conectada al equipo por medio de un cable. Los equipos más sencillos tienen, como mínimo dos canales y en la actualidad muestran amplia información de los resultados del registro en la misma pantalla del oscilógrafo. Siempre es posible disparar el barrido del osciloscopio por medio del mismo estimulador con lo que se consigue un registro estacionario que se inicia con el efecto del estímulo y termina con el fin de la respuesta registrada. Además, el equipo tiene mandos que permiten situar cursores en diferentes puntos del registro. Con estos cursores el sistema entrega la información del tiempo entre dos cursores situados horizontalmente o la amplitud, si se usan cursores verticales. De esta forma pueden obtenerse los tiempos de latencia. [7]

2.3.4. Registros electromiográficos

Una cantidad considerable de información con respecto al estado bioeléctrico de un músculo se esconde en la distribución espacial tiempo variante de potenciales en el músculo. Desafortunadamente, no es clínicamente factible obtener muestras tridimensionales de alta resolución de la distribución espacial, ya que esto requeriría la inserción de cientos de electrodos en los músculos. Con el objetivo de minimizar la incomodidad del paciente, procedimientos rutinarios EMG usualmente emplean un solo electrodo que es insertado dentro de diferentes regiones del músculo. A medida que los potenciales de acción de una solo fibra (single-fiber action potential, SFAP) de una unidad motora activa pasa por el electrodo, solo su suma será registrada por el electrodo. El electrodo entonces estaría integrando efectivamente la información espacial de salida escondida en el potencial complejo pasante, dejando solo una forma de onda de potencial variante en el tiempo para ser registrada e interpretada. No se puede proseguir sin mencionar que tal restricción en el procedimiento de registro pone al electromiografista en frente de una considerable desventaja. Para sobrepasar parcialmente este problema, se han ido refinando nuevas innovaciones técnicas y procedimientos para las pruebas a tal nivel que algo de la información espacial oscurecida por los electrodos puede ser extraído intuitivamente de las formas de onda temporales por un experimentado electromiografista. Con un entendimiento detallado de los principios bioeléctricos involucrados, como por ejemplo, fuentes bioeléctricas, el volumen del conductor, y las propiedades de registro del electrodo, el electromiografista puede rápidamente reconocer y explicar las características de la forma de onda asociada con variadas anormalidades neuromusculares.

Para aumentar la cantidad de información de diagnóstico, varias investigaciones de EMG pueden realizarse utilizando electrodos con diferentes características de grabación. La figura 53 muestra tres de los electrodos de aguja EMG más populares. Los electrodos monopolares y concéntricos tienen un rango intermedio de recolección y se utilizan en las grabaciones convencionales. El electrodo de fibra única es una innovación más reciente, tiene una gama muy pequeña de recolección y se utiliza para obtener sólo las grabaciones de una o dos fibras musculares. El macroelectrodo, que es la cánula de ya sea el electrodo concéntrico o del electrodo de fibra única, en combinación con una electrodo de referencia remota, recoge todo el potencial del territorio de la unidad motora. [8]

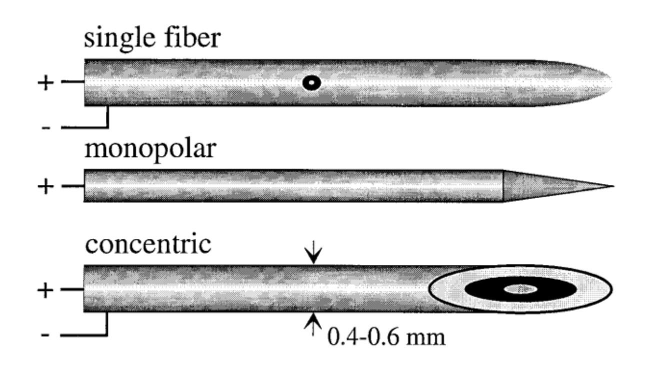


Figura 53. Electrodos aguja para registros subcutáneos

Imagen tomada de Henneberg, K. "Principles of Electromyography." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Pag:244

2.3.5. Electromiografía de electrodo concéntrico

Consiste en el registro de la actividad bioeléctrica generada por músculo mediante el electrodo concéntrico (EC) o con electrodo monopolar (EM). El EC tiene una superficie de registro de forma helicoidal de 150 x 580 mm que equivale a 0,07 mm^2; la del EM es de forma cónica y mide 0,25mm2. Este tamaño es el adecuado para el estudio de los potenciales de unidad motora (PUM). El EMG de aguja es indicado cuando se sospecha la presencia de trastornos miógenos o neurógenos, sean estos primarios o secundarios. Se explora en primer lugar el músculo en *reposo* para detectar la presencia de actividad espontánea que según sus características y contexto clínico y electromiográfico puede indicar denervación del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), lesión primaria del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), trastornos irritativos del nervio o de la motoneurona (fasciculación, miokimia) o del músculo (miotonía). Figura 54.

Luego se continúa con el estudio de la actividad electromiográfica durante la *activación voluntaria* del músculo para valorar, las características de *reclutamiento* de los PUM, la *configuración* de los PUM y el *patrón de máximo esfuerzo.*

- ***Reclutamiento**:* con una contracción de intensidad mínima (umbral de activación) la frecuencia de un PUM es normalmente de 5 a 10 Hz. La frecuencia de reclutamiento es la frecuencia de una unidad motora cuando la siguiente empieza a ser reclutada.
- ***Configuración:*** de gran importancia para el diagnóstico. Suelen distinguirse varios parámetros: *Amplitud, s*e mide pico a pico y es un parámetro de gran utilidad diagnóstica cuando es claramente patológica. *Duración, l*a duración de los PUM es

uno de los parámetros de más importancia diagnóstica por su correlación con el número de fibras de la unidad motora Es mayor en los músculos de los miembros y aumenta con la edad. *Estabilidad*, se analiza mejor atenuando bajas frecuencias del PUM mediante los filtros pasa alta. Es muy útil para evaluar rápidamente la transmisión neuromuscular y la reinervación. *Morfología*, los PUM tienen habitualmente una morfología bifásica, más raramente trifásica o tetra fásica. Cuando tienen más de 4 fases se denominan polifásicos. Se valora también la presencia de satélites (potenciales tardíos)

- ***Patrón de máximo esfuerzo:*** correlacionado con el número de unidades motoras que se activan. Clásicamente se distinguen 5 grados de distintos: *normal*, *deficitario*, *muy deficitario*, *simple*, *ausencia de actividad voluntaria*.

En general, los músculos a examinar se seleccionan según la sintomatología que el paciente presente. Si ésta es focal, como en las radiculopatías, deben explorarse, además de los músculos clínicamente afectados, algunos músculos supra e infrayacentes para poder hacer una valoración topográfica. En los procesos generalizados se recomienda explorar músculos proximales y distales pertenecientes a extremidades superiores e inferiores, así como músculos cefálicos y paravertebrales. Aparte de la edad deben tenerse en cuenta otros factores que pueden modificar los parámetros de los PUM. El frío tiende a aumentar la duración de los PUM y debe controlarse en los músculos superficiales. El sexo femenino tiende a tener PUMs de duración más breve. [9]

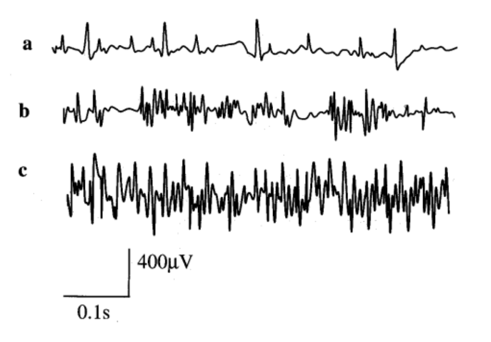


Figura 54. Patrones de actividad en la contracción progresiva muscular. a. Patrón simple; b. Patrón intermedio; c. Patrón interferencial.
Imagen tomada de http://usuarios.lycos.es/legajius/Dir/Protocolos/Electromiografia/electromiografia.pdf

2.3.6. EMG de fibra única (SFEMG)

Es un estudio neurofisiológico de alta especialidad, que permite la evaluación de enfermedades que afectan la unión del nervio y el músculo, particularmente la miastenia gravis, a través de técnicas especiales que permiten medir las fibras musculares individuales. La derivación positiva del electrodo de fibra única, es la tapa final de un

alambre de 25μ m expuesto a través de un puerto lateral en la cánula de una aguja de acero. Debido al pequeño tamaño de la derivación positiva, fuentes bioeléctricas, que se localizan a un poco más de 300 μm del puerto lateral, aparecerán como señales de modo común y serán suprimidas por el amplificador diferencial. Para mejorar aún más la selectividad, la señal registrada es filtrada por un paso alto de 500 Hz para eliminar las bajas frecuencias de fondo provenientes de fibras distantes. Debido a su rango de captación pequeño, el EMG de fibra única rara vez registra potenciales de más de una o dos fibras de la misma unidad motora. Por causa de la proximidad de las fibras, los potenciales son de gran amplitud y con unos pequeños tiempos de aumento. Cuando dos potenciales de la misma unidad de motor se recogen, la leve variación en su intervalo interpotencial (IPI) se puede medir, figura 55. La media de IPI normalmente es de 5 a 50μs, pero aumenta cuando se perturba la transmisión neuromuscular. Cuando el electrodo de fibra única registra potenciales de un incrementado número de fibras, por lo general indica que el puerto lateral ya sea está cerca a un grupo de fibras (reinervación) o que la derivación positiva esta cerca a fibras proceso de división [10]

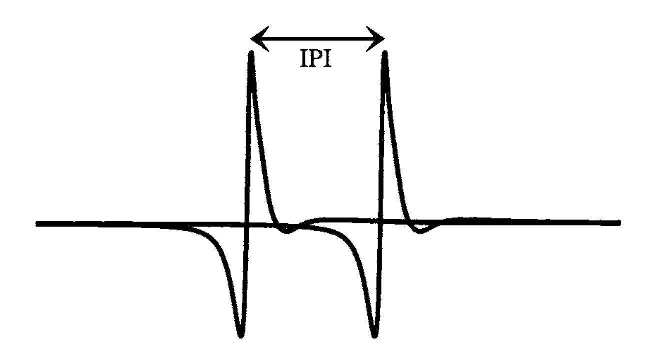


Figura 55. Medida del intervalo interpotencial entre potenciales de fibra única registrados simultáneamente en dos fibras de la misma unidad motora.

Imagen tomada de Henneberg, K. "Principles of Electromyography." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Pag:244

2.3.7. Macro EMG

En este tipo de EMG la cánula de un electrodo de fibra única o de un electrodo concéntrico se utiliza como derivación positiva, mientras el electrodo de referencia puede ser un electrodo remoto subcutáneo o de superficie. Debido a la gran superficie de la derivación, este electrodo recoge actividad de campo tanto cerca como lejos, sin embargo, la señal posee una muy pequeña amplitud, y el macro electrodo entonces debe ser acoplado

a un sistema promediador electrónico. Para asegurarse de que sólo un PUM este siendo promediado, además de que sea siempre el mismo, el promediador es activado por un SFAP recogido de una unidad motora por el puerto lateral del electrodo de fibra única o por el alambre central del electrodo concéntrico. Ya que otros PUM no son tiempo-bloqueados al disparo del SFAP, aparecerán como actividad de fondo y se suprimirán en el procedimiento de promediado. Características cuantitativas del PUM macro incluyen la amplitud pico a pico, el área rectificada bajo la curva, y el número de fases. [11]

2.3.8. Resumen de subcapítulo

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos. Esta técnica proporciona información muy útil sobre el estado fisiológico y el de los nervios que los activan. Permite la localización de lesiones o patologías musculares, por ejemplo, de parálisis musculares, del lugar de la lesión, que puede estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares. Un equipo para el registro electromiográfico posee generalmente los siguientes elementos: electrodos, amplificadores, sistemas de registro (monitores, pantallas de tubos catódicos), y un altavoz. Este último es de gran importancia debido a que Algunas características del electromiograma patológico se perciben mejor acústicamente que por visualización directa. Existen también técnicas especiales de registro electromiográfico, tales como la electromiografía de electrodo concéntrico, que consiste en el registro de la actividad bioeléctrica generada por músculo mediante el electrodo concéntrico (EC) o con electrodo monopolar (EM). La electromiografía de fibra única (SFEMG), esta técnica permite la evaluación de enfermedades que afectan la unión del nervio y el músculo. Y por último la macro EMG, que recoge señales de pequeña amplitud , por lo que el sistema debe estar acoplado a otro sistema promediador electrónico.

REFERENCIAS

[1]Henneberg, K. "Principles of Electromyography."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 242-244.

[2]Luis Fernandez Portal. "Aportación de la Neurofisiología clínica a la patología traumatológica y ortopédica". *Actualizaciones en cirugía ortopédica y traumatología.*

Ed. Masson. Pag : 45-46.

[3] Edgar Muñoz Burbano, Oscar H. Paruma, Juan Fernando Florez. *Aplicaciones de las señales mioeléctrica para el control de interfaz hombre-máquina.* Universidad del cauca. Pag: 2-3.

[4][5][6] Rafael Barea Navarro. "Electromiografía". *Instrumentación Biomédica* Departamento Electrónica. Universidad Alcalá. Pag 7-9

[7] Buchthal F. *An Introduction to Electrornyography* Scandinavian University Books. Glydendal, 1957.

[8][9][10][11]Henneberg, K. "Principles of Electromyography." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 247-250.

2.4. ELECTROGASTROGRAFÍA (EGG)

El electrogastrograma a pesar de ser una reciente adquisición dentro del repertorio de la investigación clínica se ha convertido en un instrumento útil y además no invasivo para el estudio de los trastornos de la motilidad gástrica. La frecuencia dominante del EGG refleja la frecuencia de la onda lenta del marcapaso gástrico y durante el período postprandial se correlaciona directamente con la actividad motora gástrica. Además el EGG de superficie es capaz de reflejar anormalidades del ritmo (bradi y taquigastrias), los cambios en las ondas debidos a la ingesta de alimentos, medicamentos o cirugías gástricas que modifican la motilidad. La investigación de la gastroparesia idiopática o diabética es la utilidad más reconocida del EGG, sin embargo cada día se amplía más el espectro de patologías cuyas alteraciones pueden ser reconocidas mediante este estudio facilitando así su diagnóstico y tratamiento. En el siguiente subcapítulo se trabajarán algunos conceptos importantes de la técnica. Primero se trabajará una pequeña perspectiva histórica, y se definirá la técnica. Se hablará de los métodos de análisis de la señal y por último se explicaran algunas utilidades clínicas de la Electrogastrografia.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

2.4.1. Perspectiva histórica

El nacimiento de la EGG puede cifrarse en 1.922 cuando Walter C. Álvarez publicó el experimento realizado sobre una anciana con un equipo de electrocardiografía modificado, colocando unos electrodos en la piel de la región epigástrica, obteniendo el registro de una actividad eléctrica sinusoidal a una frecuencia de 3 cpm.

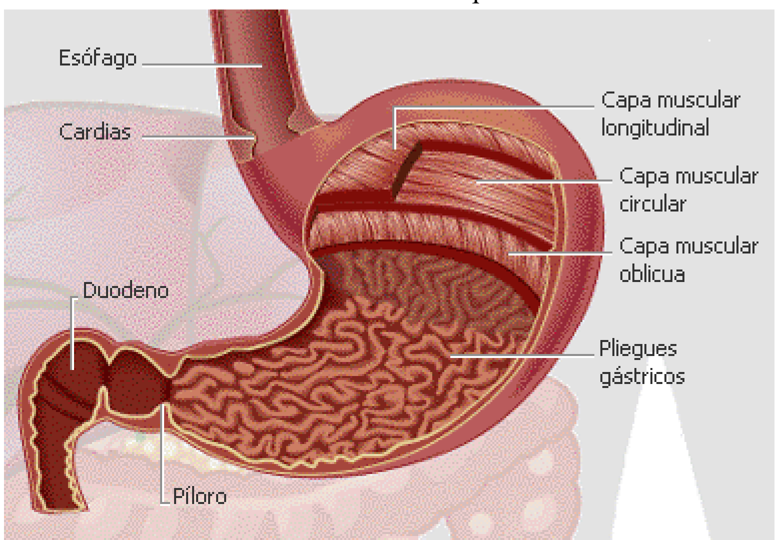


Figura 56. Anatomía del estomago

Imagen tomada de http://images.encarta.msn.com/xrefmedia/eencmed/targets/illus/ilt/0007760e.gif

En 1.957 sería de nuevo utilizada por RC. Davis, que investigó el efecto que ejercía la comida sobre la actividad eléctrica gástrica <75-78). Sin embargo, en ninguno de los dos casos los resultados obtenidos fueron lo suficientemente satisfactorios para los investigadores, con el consiguiente abandono de los experimentos por la falta de un x equipo apropiado de registro. Hasta mitad de los años 60 se asumió que existía una estrecha relación entre la señal registrada por el EGG y las contracciones gástricas. Se pensó que las variaciones de la amplitud en el registro eran debidas a contracciones del músculo liso gástrico. Esto llevó a intentar validar la técnica por medio de la realización de estudios simultáneos de la actividad eléctrica gástrica por medio de electrodos colocados en la serosa gástrica y en la superficie cutánea abdominal. Y se concluyó que la EGG podría ser usada para determinar la frecuencia con que se producían las contracciones pero no permitía conocer el momento exacto en el cual se producían.
A comienzo de los 80 resurgió el interés sobre la actividad contráctil gástrica y la EGG, llevándose a cabo múltiples estudios. Sin embargo, todos ellos fueron superados por el experimento realizado por Chen y MacCallum donde se mostró que el aumento de la amplitud de la señal registrada tras la comida se debía a la distensión del estómago junto al aumento de la actividad contráctil gástrica.
Estos son algunos de los conocimientos que aporto la utilización de la EGG en el estudio de la actividad eléctrica gástrica. Actualmente siguen realizándose estudios, mucho más sofisticados y ambiciosos, gracias al avance tecnológico.
Los hechos que han dificultado el progreso de esta técnica en el tiempo pueden resumirse en tres puntos:

- Falta de equipos electrónicos y eléctricos, como son amplificadores y filtros de la señal eléctrica, lo cual dificulta la adquisición de los datos y su análisis.
- Dificultad para interpretar los datos y extraer información útil y relevante de ellos hasta que a finales de los años 70 aparecieron los computadores y diversos programas informáticos basados en modelos matemáticos complejos <trasformada de Fourier), que reemplazaron el análisis visual de los datos.

- Escasos conocimientos de la actividad eléctrica gástrica y de la motilidad gástrica y por tanto, de su relación.

[1]

2.4.2. Definición

La actividad eléctrica gástrica *(AEG)* puede medirse por medio de la colocación de electrodos internos (mucosos o serosos) o externos (cutáneos). Cuando se habla de

Electrogastrografía, EGG se refiere al registro con electrodos colocados en la superficie cutánea. En algunos casos, este tipo de registros se realizan simultáneamente e incluso se pueden realizar mediciones de la actividad motora gástrica con manometría gastrointestinal junto a los registros de AEG.
Cuando se conectan un par de electrodos a un equipo de registro, la señal obtenida representa la diferencia de potencial entre ambos (en mV), que viene definida como la resistencia (en mΩ) por la intensidad de la señal. En el caso concreto de la EGG la resistencia depende de las características de los tejidos corporales (piel, sangre, estómago, intestino), los líquidos intraluminales (secreciones) y los sólidos como la comida), siendo la intensidad de la señal eléctrica detectada por electrodos cutáneos muy débil. La actividad eléctrica gástrica está constituida por dos componentes básicos, figura 57: la *ECA (actividad de control eléctrica u ondas lentas)* que corresponde a un cambio de potencial transmembrana que ocurre periódicamente en la célula muscular y que no conduce a peristalsis, y la *ERA (actividad de respuesta eléctrica o potencial de espiga)* que corresponde a la despolarización transmembrana, la cual lleva a la contracción muscular y a la peristalsis gastrointestinal

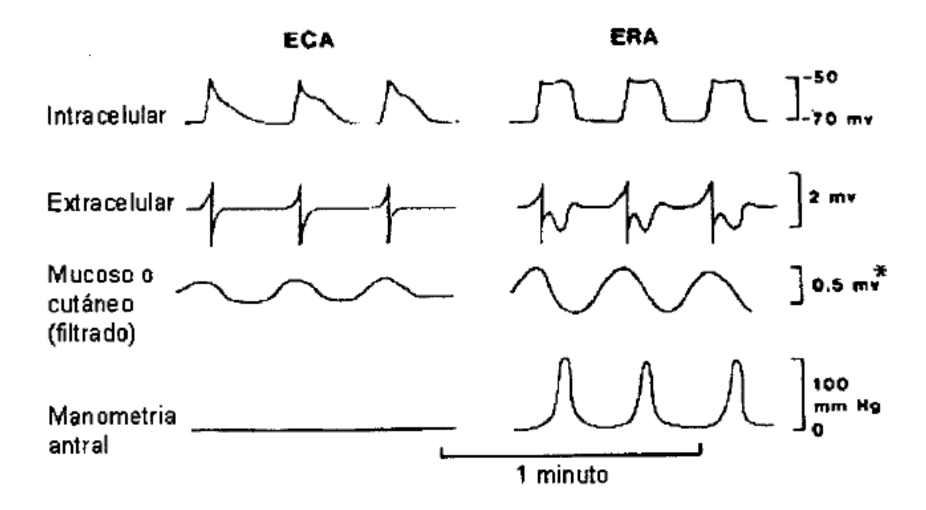


Figura 57. Representación de distintos tipos de señales eléctricas acompañadas de la actividad motora. Se representa tanto la actividad de control eléctrica (ECA) como la actividad de respuesta eléctrica (ERA). El voltaje mostrado es para registros cutáneos.

Imagen tomada de Yolanda Real Martínez, Electrogastrografía en sujetos sanos: reproductibilidad de la técnica. Prof. Manuel Díaz- Rubio (Dir.). Madrid: Universidad Complutense de Madrid. Pag 52

La actividad eléctrica gástrica se origina en la capa muscular del estómago. El estómago se divide en regiones en función de las características electrofisiológicas de cada una de ellas: el estómago proximal, cuyo músculo liso representa un área de polaridad mantenida de la

membrana, mientras los dos tercios distales constituyen un área de despolarización fásica. Esto se manifiesta por la presencia de cambios eléctricos de pequeña magnitud en el tercio proximal del estómago, considerándose como un área eléctricamente silente. Mientras que en la curvatura mayor, en la región del cuerpo medio se localiza el llamado marcapasos gástrico, a partir del cual se origina y propaga la actividad eléctrica fásica hacia el píloro, a lo largo de la capa muscular gástrica.
Tras la comida y ciertos estímulos se produce la transformación de la ECA en ERA y por tanto la transformación de actividad eléctrica en mecánica, lo cual parece corresponderse con un aumento en la amplitud de la señal del EGG. Se considera que la EGG reflejaría la suma ponderada de la actividad mioeléctrica gástrica procedente de las distintas áreas del estómago. [2]

2.4.3. Descripción y validación del EGG

De los dos componentes de la AEG (ondas lentas y picos) sólo las ondas lentas de baja frecuencia son reconocidas en el EGG. Esto se debe a la existencia de otras señales como son la respiratoria y electrocardiográfica que obligan a usar filtros ("pasa bajas") que tienden a reducir la elevada frecuencia a la cual se producen los picos. También algunos estudios han sugerido que el torso humano, considerado como un conductor de volumen, podría filtrar los componentes de alta frecuencia de las señales eléctricas que son conducidas hacia la superficie. Consecuentemente, la frecuencia del pico quedaría demasiado alterada para detectarse en el registro cutáneo. Por tanto, el registro consiste principalmente en un registro de ondas lentas o ritmo eléctrico basal. Un estudio de EGG óptimo debe iniciarse con unas condiciones favorables para el registro. Para ello se debe tener en cuenta todos los componentes que contribuyen a la obtención del registro. Todos los electrodos de registro producen "ruido" o señales no deseadas debido a un proceso físico-químico que se produce en la interfaz electrodo-piel.
Actualmente se utilizan electrodos de Ag/AgCI con una esponja inmersa en gel electrolítico que minimizan los efectos generados por los movimientos y reducen la alteración mecánica de la interfaz. La colocación de los electrodos en la superficie cutánea varía dependiendo de los investigadores y del laboratorio así como del número de electrodos empleados. También se ha valorado la conveniencia del área de registro de los electrodos, para lo cual parecen obtenerse mejores resultados con aquellos que presentan un área mayor (26 mm de diámetro). Los primeros estudios comenzaron con registros monopolares, posteriormente se vio que los efectos debidos a los movimientos corporales, a la respiración o a la actividad mioeléctrica de otros órganos eran menos marcados en registros bipolares (2 electrodos activos y uno de referencia) porque proporcionan una alta relación entre señal y ruido.
La principal desventaja de este tipo de registros es que no permiten concluir qué variaciones de potencial ocurren en cada electrodo. Esto es importante cuando interesa la

frecuencia de la señal, y constituye un problema cuando se quiere analizar la configuración de la señal. Para intentar conocer la configuración e incluso las características de la propagación de la señal es necesario colocar múltiples puntos de registro, técnica que sólo se ha empleado con resultados aceptables en registros serosos.

La colocación de los electrodos en abdomen y en las extremidades se ha empleado tanto para registro monopolar como bipolar aunque lo más habitual es la colocación abdominal de los electrodos activos, generalmente a lo largo del eje longitudinal de cuerpo-antro, donde se obtienen los registros de mejor calidad. Estos se definen como aquellos que contienen señales gástricas de forma predominante con un mínimo de otras señales eléctricas no deseadas (ruido), siendo estas de gran amplitud. Para conseguir una buena colocación se han empleado rayos X o fluoroscopia marcando la proyección del antro gástrico en el abdomen, pero también se utiliza la localización mediante ecografía abdominal.

Hay algunos estudios que han mostrado que el registro de la señal puede mejorarse más mediante la limpieza y la abrasión de la piel con alcohol, previo a la colocación de los electrodos. Pero conlleva los mismos riesgos mencionados con la electroencefalografía.

La frecuencia de la señal eléctrica gástrica es de 0.05 Hz o 3 cpm. Suele encontrase interferida por señales procedentes de otros órganos, no deseadas en el registro, como son la cardiaca, duodenal, respiratoria y colónica por lo que requiere ser filtrada (figura 58). En este filtrado es esencial que la frecuencia gástrica predominante (0.05 Hz) se atenúe lo mínimo posible, para no eliminar información potencialmente útil dependiendo de los límites del filtro.

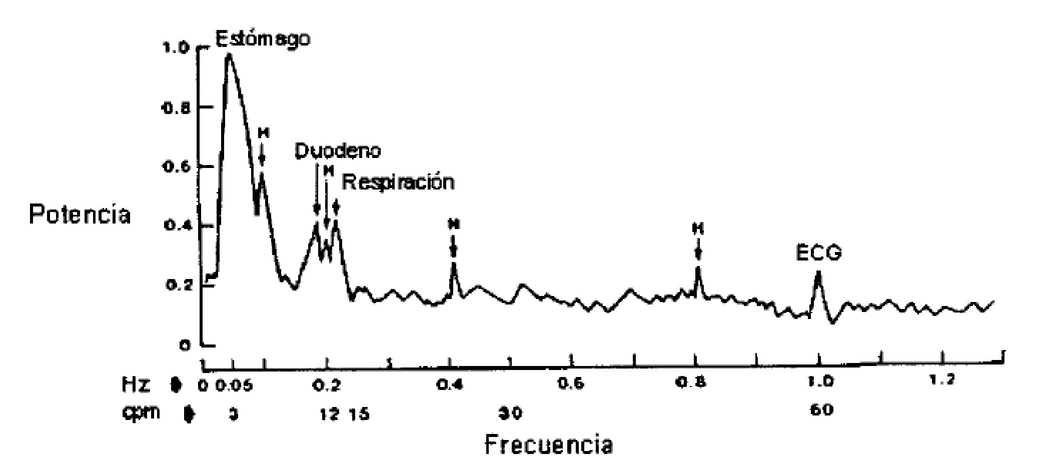


Figura 58. Frecuencias representativas en el análisis espectral de frecuencias Electroqastrográficas

Imagen tomada de Yolanda Real Martínez, Electrogastrografía en sujetos sanos: reproductibilidad de la técnica. Prof. Manuel Díaz- Rubio (Dir.). Madrid: Universidad Complutense de Madrid. Pag 52

La mayoría de los filtros eliminan las señales de mayor frecuencia como la cardiaca (1 Hz) o la respiratoria (0.2 Hz) sin afectar la señal gástrica del EGG. Algunos filtros también eliminan las señales de baja frecuencia como son los cambios básales de los electrodos (0.03 Hz). Pero no existe aún un filtro que permita eliminar todas las señales por encima o por debajo de una frecuencia concreta y por tanto frecuencias no deseadas también suelen aparecer en el trazado final del EGG.
En los estudios de EGG el filtrado suele establecerse con un margen de baja frecuencia de aproximadamente 1 cpm (0.016 Hz) y uno de alta frecuencia de 15 cpm (0.25 Hz).
La amplitud de la señal del EGG esta típicamente en el rango de 50-100 μV por lo que requiere una amplificación tras el filtrado. Los estudios típicos de EGG tanto clínicos como experimentales usualmente incluyen un periodo basal de registro seguido de un estímulo. El estímulo más extendido en el estudio de la AEG es la realización de una comida estándar, realizando un registro basal y otro postprandial. La duración de cada uno de los periodos registrados es variable dependiendo del investigador, pero se acepta como estándar la duración de una hora de registro en ambos periodos.
En el periodo preprandial se registra el ritmo eléctrico basal representado por el CMM (*complejo motor migratorio*).con sus diferentes fases, de las cuales la fase 1 representa el 40-60% del tiempo global, por lo que parece probable que cuando se realiza un registro en un sujeto aleatorio donde no se conoce la fase en la que se encuentra, el resto de las fases más cortas van a jugar un papel poco relevante y van a modificar poco el resultado final, por ello es suficiente treinta minutos de registro. Por otro lado, en el periodo postprandial lo que nos interesa registrar es la tendencia de la AEG tras el estímulo, siendo suficiente una duración de sesenta minutos puesto que la mayoría de los estudios realizados han detectado que las variaciones de amplitud y frecuencia se producen en los primeros treinta minutos alcanzando el máximo en la primera hora para luego progresivamente ir reduciéndose todas las variables hasta la aparición de un nuevo CMM. [3]

2.4.4. Análisis de la señal Electrogastrográfica

El análisis del trazado obtenido por el EGG puede realizarse visualmente o con la ayuda de programas informáticos. Los trazados generalmente son analizados por medio de computador, empleando alguna forma de análisis de la frecuencia. Esto es debido a que generalmente se trata de registros de larga duración y la señal se encuentra usualmente interferida, por señales eléctricas o artefactos, lo que dificulta la interpretación visual.
La simple inspección del registro puede aportar alguna información acerca de la amplitud, de la frecuencia y de la forma de las ondas, pero los modelos por computador pueden ayudar a valorar tendencias relativas en el tiempo de cualquiera de estas variables. El problema suele ser que la calidad del trazado generalmente no es aceptable para una buena

inspección visual. Por ello suele considerarse la combinación de ambos métodos (visual y computador) la mejor opción. [4]

2.4.4.1. *Transformada de Fourier*

La señal obtenida por el EGG es más o menos sinusoidal con una periodicidad determinada por la actividad de control eléctrica gástrica (ECA), por lo que no es sorprendente que la mayor atención se haya centrado en el análisis de la naturaleza periódica de la señal. Esto se ha realizado por medio de varias técnicas, siendo la más frecuente el análisis espectral.

De acuerdo con el teorema de Fourier cada señal eléctrica puede considerarse constituida por una serie de ondas sinusoidales. La aplicación de este teorema a una señal en el tiempo resulta en la generación de un espectro de frecuencias. Considerando la frecuencia como el número de oscilaciones en la unidad de tiempo. La amplitud de cada frecuencia o componente del espectro indicaría en qué proporción ese componente contribuye a la señal original en el tiempo y el cuadrado de esta amplitud sería la potencia de dicho componente. Basada en esta última, se han desarrollado técnicas para realizar el análisis por computador, la mayoría incorpora un análisis de frecuencia de la señal electrogastrográfica (análisis espectral). Este procedimiento conlleva convertir la señal analógica a digital, para poder tratar los datos. Además es necesario tener en cuenta que la frecuencia de muestreo debe ser al menos dos veces mayor a la frecuencia presente o esperada en el registro de acuerdo con el teorema de Shannon. Muestrear a una mayor frecuencia implica un aumento de los datos a procesar pero sin mejorar cualitativamente la información obtenida. Los datos muestreados son transformados según los modelos matemáticos aceptados (FFT generalmente) obteniendo como resultado el espectro de frecuencias de la señal. El EGG en algunos casos contiene frecuencias eléctricas adicionales originadas en otra localización diferente de la gástrica pero generalmente son menores que esta.

El método de transformada de Fourier de corta duración fue introducido por Van der Schee y Grashuis en 1987, para revelar simultáneamente los componentes de frecuencia de una señal EGG y los hallazgos temporales de variación de esos componentes de frecuencia. También fueron ellos los primeros en aplicar el análisis espectral continuo a la señal del EGG para estudiar los cambios de la frecuencia y la potencia en el tiempo. La transformada de Fourier de corta duración asume que la señal es estacionaria (invariable en el tiempo). Selecciona un intervalo de tiempo breve y dentro de él realiza una transformada de Fourier a la señal. Su aplicación al EGG es simple, para un conjunto de datos dados, primero selecciona la señal en un periodo de tiempo determinado de longitud L, calcula una transformada rápida de Fourier de la misma longitud y obtiene el espectro de ese grupo de datos.

Para calcular la potencia del espectro en el siguiente paso, se cambia el intervalo de tiempo algunas muestras por delante y se repite el mismo proceso. La ventana (selección temporal de la señal) Hamming es la más comúnmente utilizada en la aplicación del EGG, debido a su forma simple y su relativa facilidad de realización. Su longitud es elegida entre 256 valores medidos (para una frecuencia de muestreo de 1 Hz). Su principal inconveniente inherente es que es inevitable una ruptura entre resolución temporal y espectral. Si se usa una ventana más larga (duración de observación mayor) para aumentar la resolución espectral, disminuye la resolución temporal. Y al contrario, usando una ventana corta para alcanzar mejor resolución temporal disminuye la resolución espectral. Para explicar esto se debe tener en cuenta que la definición teórica de la transformada de Fourier se basa en datos infinitos. Sin embargo, en la práctica, los datos muestreados son siempre limitados.
Además, el análisis espectral de la señal dentro de un periodo corto de tiempo es con frecuencia necesario. Por tanto, la selección de un periodo de tiempo determinado (ventana) es introducida para limitar las señales a analizar o para computarizar la transformada rápida de Fourier, de los datos dentro de los límites de interés. Esta selección de tiempo asume que todo dato no observado es cero. Por tanto, la transformada de Fourier de la secuencia de datos dentro de ese periodo de tiempo sería en cierto modo una versión distorsionada de la transformada de Fourier de la secuencia original.
Por otro lado, para evitar el efecto de realizar medias introducido por la transformada de Fourier, Chen desarrolló el *análisis espectral adaptativo*, que mostró dar más resolución espectral y una más precisa información acerca de las variaciones de la frecuencia de la AEG. Este es especialmente útil es detectar disrritmias de breve duración y prevé la mejor resolución de la frecuencia y la más exacta información temporal, pero puede no ser una buena elección para estimación de la potencia del EGG. La transformada corta de Fourier genera menor resolución de la frecuencia pero con una mejor estimación de la potencia que el análisis espectral adaptativo. [5]

2.4.5. Posibles aplicaciones clínicas

Se han realizado numerosos estudios para determinar el uso o utilidad clínica del EGG, algunos mediante la administración de agentes farmacológicos u hormonas para determinar los efectos que estos producen en sujetos sanos, así como para determinar el patrón eléctrico presente en sujetos con sintomatología sugerente de afectación motora gástrica. [6]

2.4.5.1. Efectos de agentes farmacológicos

El EGG es una prueba atractiva y sencilla para la investigación de la respuesta de la AEG a hormonas y agentes farmacológicos, tales como glucagon (domperidona, epinefrina, edrofonio), supresores de la secreción ácida (cisapride y eritromicina). Los resultados

obtenidos por medio de registros cutáneos son consistentes con los obtenidos por medio de registros serosos o intraluminales. Algunas hormonas parecen mediar disrritmias gástricas en perros y en voluntarios sanos, entre ellas están los péptidos opioides que tienen potentes efectos sobre las ondas lentas. La infusión intravenosa de beta-endorfinas puede inducir la aparición de taquigastria, bradigastria y arritmias en perros, ó la de glucagon en sujetos sanos causa disrritmias asociadas con disminución de la motilidad antral.
En sentido inverso parece que la administración de cisapride, domperidona y eritromicina puede ser capaz en algunos casos de transformar las disrritmias en ondas lentas normales. [7]

2.4.5.2. Nauseas y vómitos

Durante la gestación sobre todo en el primer trimestre se han encontrado alteraciones en el EGG en pacientes sintomáticas que desaparecieron tras la interrupción del embarazo. Las principales anormalidades descritas son la inestabilidad del EGG con una menor respuesta eléctrica a la comida. También se han encontrado diferencias del EGG entre gestantes con nauseas y las que no las presentan. Se han descrito alteraciones de la AEG en pacientes con nauseas y vómitos de origen inexplicado, en las que se descarto una afectación orgánica, y también se ha estudiado mediante EGG la presencia de alteraciones de la AEG en variadas situaciones que cursan con nauseas y vómitos (alteraciones del sistema nervioso central, fallo renal). [8]

2.4.5.3. Cinetosis

En sujetos a los que se les induce sensación nauseosa y de inestabilidad con movimiento rotatorio es posible registrar alteraciones de las ondas lentas normales a 3 cpm con aparición de taquigastria frente a la normalidad registrada en aquellos que no desarrollaron los síntomas. [9]

2.4.5.4. Gastroparesia

Una de las posibilidades de la EGG consiste en que nos permite distinguir los sujetos normales de aquellos con gastroparesia[15]. Se han realizado estudios simultáneos cutáneos, mucosos y manometría gastrointestinal observando mayor frecuencia de disrritmias en pacientes con gastroparesia evidente, independientemente de la etiología de esta frente a sujetos sano. Las anomalías eléctricas descritas son variables:

---

[15] Es una afección en la cual se presenta un deterioro en la capacidad del estómago para vaciar sus contenidos y no tiene relación con ninguna obstrucción.

- Disrritmia preprandial con EGG postprandial normal
- EGG preprandial normal con disrritmia postprandrial
- Disrritmia pre y postprandial
- Ritmo normal pero con disminución de la amplitud tras la comida sólida.

Pero estas alteraciones del EGG ocurren tanto antes como después de la comida por lo que es fundamental registrar ambos. [10]

2.4.6. Resumen de subcapítulo

La Electrogastrografia es una técnica diagnostica que mide la actividad eléctrica del estomago. Dicha actividad eléctrica se registra a través de electrodos situados en la piel, pero su localización puede variar, dando lugar a diferentes tipos de registro. Para el análisis de las señales obtenidas generalmente se usan programas computacionales, que llevan a cabo la tarea empleando la transformada de Fourier. De las ondas reconocidas en un registro electrogastrográfico (ondas lentas y picos), solo las ondas lentas de baja frecuencia son reconocidas, debido a la existencia de otras señales como la electromiográfica y la electrocardiográfica. Las aplicaciones clínicas de esta técnica incluyen el análisis de los efectos de drogas en pacientes, análisis de las causas y anormalidades de la nausea y el vomito, hasta análisis de sintomatología de pacientes con cinetosis y gastroparesia.

REFERENCIAS

[1] Defilippi C., Madrid A.M., Defilippi C., *Electrogastrografia de superficie: una nueva técnica para el estudio de la motilidad gástrica en nuestro medio*. Medicina Chile 2002 Nov;130(11): Pag.1209-16.

[2][3]Yolanda Real Martínez, *Electrogastrografía en sujetos sanos: reproductibilidad de la técnica*. Prof. Manuel Díaz- Rubio (Dir.). Madrid: Universidad Complutense de Madrid Facultad de medicina Departamento de medicina. Tesis doctoral. Pag: 48-54.

[4][5] Yolanda Real Martínez, *Electrogastrografía en sujetos sanos: reproductibilidad de la técnica*. Prof. Manuel Díaz- Rubio (Dir.). Madrid: Universidad Complutense de Madrid Facultad de medicina Departamento de medicina. Tesis doctoral. Pag: 59-66.

[6][7][8][9][10] Yolanda Real Martínez, *Electrogastrografía en sujetos sanos: reproductibilidad de la técnica*. Prof. Manuel Díaz- Rubio (Dir.). Madrid: Universidad Complutense de Madrid
Facultad de medicina Departamento de medicina. Tesis doctoral. Pag: 78-82.

2.5. OFTALMOINGENIERÍA

La Oftalmoingeniería es una rama de la Ingeniería Biomédica que estudia el ojo humano desde el punto de vista físico-mecánico para ayudar al entendimiento de su comportamiento, al diagnóstico y a la solución de los problemas de la visión humana. En la medicina tradicional, el ojo como elemento de la visión se considera como un conjunto de lentes y receptores. Desde el punto de vista de la Oftalmoingeniería el ojo humano es un recipiente de presión de paredes delgadas, estructuralmente conformado por la córnea y la esclera, llamado oftalmoide, del cual se sostienen unos elementos ópticos (elementos no estructurales que son el iris-cristalino-zónula-cuerpo ciliar y la retina). El oftalmoide mantiene su forma por la presión intraocular producida por los humores acuoso y vítreo. Con este punto de vista, la Oftalmoingeniería plantea correcciones quirúrgicas para restaurar las condiciones normales del ojo basadas en su totalidad en procedimientos matemáticos directos con ecuaciones o modelos físico-matemáticos de gobierno a priori a las intervenciones quirúrgicas, tales como la vitrectomía para la miopía progresiva y la queratotomía radial para la miopía y el astigmatismo. [1] En este subcapítulo se hablarán de algunas técnicas que conforman la Oftalmoingeniería, como la Electrooculografía (EOG), la Electrorretinografía (ERG) y su variación multifocal. Se explicara brevemente el estudio de los potenciales evocados visuales (PEV) y por último se hablarán de algunas técnicas como LASIK, angiografía fluoresceínica, la termoterapia transpupilar, y la fotocoagulación con laser.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

2.5.1. Movimientos oculares

Existen cuatro tipos de movimientos oculares, cada uno controlado por un sistema neural distinto pero que comparten la misma vía final común, las neuronas motoras que llegan a los músculos extraoculares.

1. Los *movimientos sacádicos*: movimientos súbitos y enérgicos de tipo espasmódico, ocurren cuando la mirada cambia de un objeto a otro. Colocan nuevos objetos de interés en la fóvea y disminuyen la adaptación en la vía visual, que podría ocurrir si la mirada se fijara en un solo objeto por períodos prolongados.
2. Los *movimientos suaves de persecución* (de búsqueda): movimientos oculares de seguimiento que se producen cuando se observa un objeto en movimiento.
3. Los *movimientos vestibulares* (movimientos de ajuste): ocurren como respuesta a estímulos iniciados en los conductos semicirculares, para mantener la fijación visual mientras se mueve la cabeza.
4. Los *movimientos de convergencia*: aproximan los ejes visuales entre sí cuando se enfoca la atención en objetos cercanos al observador.

Aún cuando una persona se fije en un objeto estacionario, sus ojos no están inmóviles, sino que exhiben muy pequeños movimientos involuntarios. Hay tres tipos de movimientos involuntarios: vibración, saltos lentos y golpeteos.

1. Vibración: una serie de pequeñas vibraciones de los ojos entre 30-80 Hz (ciclos/s).
2. Saltos lentos: movimientos involuntarios que resultan en movimiento de saltos de los ojos; estos saltos significan que aunque los objetos estén estacionarios, la imagen salta a través de la fóvea.
3. Movimientos de golpeteo (microsacádicos): como la imagen salta en el extremo de la fóvea, el tercer mecanismo involuntario causa un reflejo de salto del globo ocular de tal manera que la imagen es proyectada nuevamente hacia la fóvea.

[2]

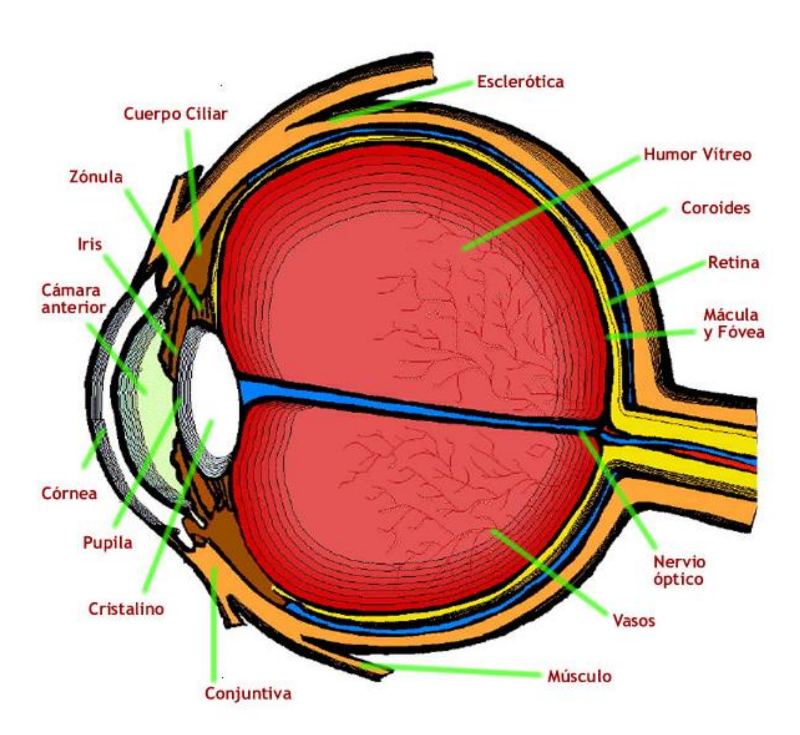


Figura 59. El ojo y sus partes

Imagen tomada de http://www.civila.com/comun/actividadeseducativas/serhumano/partesdelojo.asp

2.5.1. Electrooculograma EOG

El ojo humano se comporta como una pila, de modo que existe una diferencia de potencial permanente de aproximadamente 0.4 mV y 1 mV entre la córnea y la membrana de Bruch, situada ésta en la parte posterior del ojo, siendo la primera más positiva que la segunda.
La Electrooculografía (EOG) o electronistagmografía (ENG) es la prueba más extendida para el estudio del funcionamiento del sistema vestibular. Aunque hoy en día esta técnica está siendo sustituida por la videooculografía, los resultados en cuanto a registros y cifras que se obtienen en una y otra prueba son equivalentes.
La EOG es una prueba no invasiva que proporciona un signo objetivo de la enfermedad vertiginosa, así como la orientación topográfica del trastorno y la cuantificación del déficit. Permite también realizar el seguimiento del paciente, comparar y agrupar casos semejantes, y son necesarias a la hora de realizar estudios científicos. Desde el punto de vista de la exploración clínica, detectan nistagmus no objetivables en la exploración no instrumental y, en definitiva, tienen gran capacidad para distinguir entre vértigo central y vértigo periférico.
En contrapartida, a estas pruebas se les han atribuido una serie de inconvenientes: deben ser realizadas de forma técnicamente correcta, son costosas en cuanto al tiempo empleado en realizarlas e interpretar los trazados, sus resultados son inespecíficos, puesto que no identifican etiologías concretas, por sí solas no proporcionan el diagnóstico y sus hallazgos deben interpretarse junto con la totalidad de datos clínicos. Además, las pruebas de diagnóstico por la imagen ofrecen mucha especificidad cuando son positivas en este tipo de patología. [3]

En esta prueba el paciente realiza movimientos fijos laterales de 30 grados durante un período de 20 minutos de adaptación a una progresiva oscuridad, seguido de un periodo de 12 a 15 min de adaptación a una iluminación progresiva. Los movimientos oculares se realizan cada 1 o 2 s durante 10 s cada minuto. La amplitud de la señal registrada entre los electrodos posicionados en el canthi[16] medio y lateral alcanza un mínimo durante la adaptación a la oscuridad, y es conocido como el valle oscuro, y alcanza una máxima amplitud durante la adaptación a la luz, conocido como el pico de luz. El desarrollo de un pico de luz normal requiere normalmente fotorreceptores en funcionamiento que estén en contacto con un RPE (Retinal Pigment Epithelium) que funcione normalmente, y refleja una progresiva despolarización de la membrana basal de la RPE. El EOG se cuantifica mediante el cálculo del tamaño de pico de luz en relación al valle oscuro como un porcentaje, el índice de Arden. Un EOG normal alcanza hasta un 175% en la mayoría de los laboratorios. [4]

2.5.2. Electrorretinograma ERG

[16] Esquina donde la parte superior e inferior de los párpados se reúnen en cada lado del ojo.

Si toda la retina es expuesta a un destello de luz puede registrarse respuesta en serie de la retina si se coloca un electrodo ajustable sobre la cornea anestesiada con ayuda de un lente de contacto y un segundo electrodo sobre la cara o frente del paciente. EL ERG mostrado en la figura 60, está compuesto de una onda *a* negativa, de una onda *b* positiva, de una onda *c* positiva y de una onda *d* o efecto desactivado. Se cree que la onda a se origina en los segmentos internos de los bastones y conos, la onda b tiene su origen en las células bipolares, y la onda c se origina en el epiteglio pigmentario de la retina. La onda b no solamente es la característica más prominente del ERG, sino que también ha recibido mayor atención desde el punto de vista diagnóstico. Se ha observado que a la altura de la onda b (distancia desde la depresión de la onda a hasta el pico de la onda b) es mayor la retina adaptada a la oscuridad, o en los bastones, que en la retina adaptada a la luz, o en los conos, y se encuentra disminuida o no existe en condiciones en que los bastones son anormales. Para evocar la respuesta electrorretinográfica fotopica (que requiere la supresión de la actividad en los bastones) un ojo altamente adaptado a la luz es estimulado mediante una luz roja parpadeante. Los bastones no solo son insensibles a la luz roja sino también al parpadeo de alta velocidad. Para evocar la respuesta electrorretinográfica escotópica, se estimula el ojo adaptado a la oscuridad mediante el destello de una luz azul, figura 61. Para ambas respuestas, fotópica y escotópica, toda la retina es estimulada mediante una esfera blanca mate denominada Ganzfeld, que distribuye la luz uniformemente sobre la retina.

Debido a que la respuesta del ERG es dominada por los bastones, suele ser normal en presencia de distrofias musculares. Sin embargo, dicha respuesta será anormal o plana en la retinitis pigmentosa y otras enfermedades que afectan a los bastones, de forma que se trata de un procedimiento de diagnóstico importante siempre que se sospeche una anomalía de los bastones.

Walters (1981) observó que la respuesta del ERG puede ser anormal en diversas distrofias de los bastones en las que está ausente la típica pigmentación del corpúsculo óseo de la retinitis pigmentosa. Inversamente, aun cuando exista pigmentación del corpúsculo óseo, la respuesta del ERG puede ser normal confirmando un diagnóstico de seudorretinis pigmentosa. Existe una variedad de retinitis pigmentosa en que el ERG puede ser especialmente útil: una anormalidad de los lípidos conocida con el nombre de *lipoproteinemia a-beta*. Es el único tipo de retinitis pigmentosa para la cual se ha encontrado un tratamiento efectivo. Su diagnóstico es confirmado a partir de las pruebas sanguíneas, en las que se observa acantocitosis (eritrocitos mal formados) y niveles disminuidos de vitaminas solubles en grasas, incluyendo la vitamina A. El tratamiento mediante grandes dosis de vitamina A da lugar a una respuesta del ERG más parecida a lo normal y, presumiblemente a una inversión o detención de la pérdida de visión. [5]

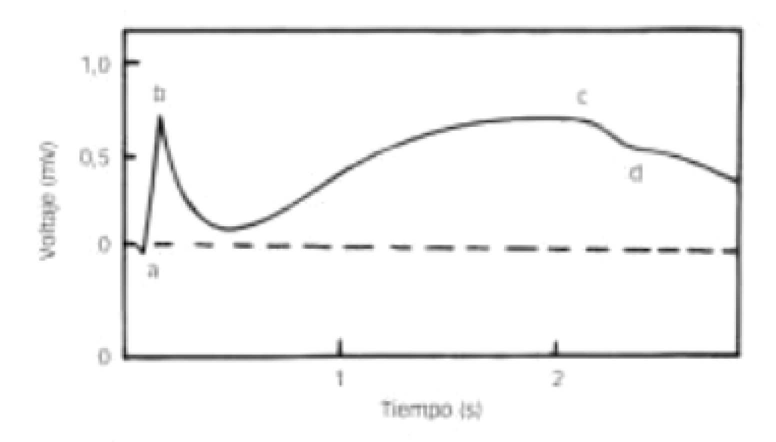


Figura 60. Representación esquemática del Electrorretinograma

Imagen tomada de "Optometría de atención primaria". Theodore P Grosvenor. Pag 238

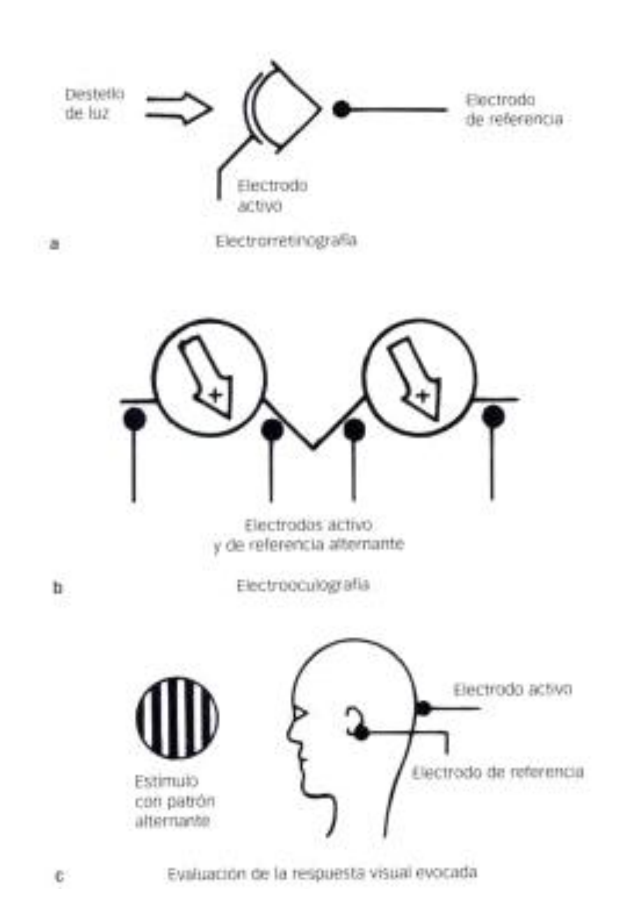


Figura 61. Evaluación de la respuesta visual evocada

Imagen tomada de "Optometría de atención primaria". Theodore P Grosvenor. Pag; 239

2.5.3. ERG multifocal

El electrorretinograma multifocal (mfERG) es una técnica diagnóstica que estudia las respuestas eléctricas de los 40-50 grados centrales de la retina en múltiples localizaciones de forma simultánea. Esto proporciona un mapa topográfico de la funcionalidad de la retina en su área central puesto que las ondas obtenidas son inferencias matemáticas de cada área estimulada. La principal ventaja del mfERG sobre el electrorretinograma (ERG) convencional se halla en que el primero puede detectar alteraciones producidas por enfermedades difusas en fase inicial, así como por enfermedades localizadas, por ejemplo maculopatías. Las respuestas del ERG convencional son globales, por lo que es necesaria la afectación de un área extensa de la retina para detectar anomalías con esta técnica, así enfermedades de la mácula pueden cursar con ERG normal. El diagnóstico de las enfermedades de la retina y de la mácula son las principales indicaciones de mfERG. Las ondas registradas de orden Kernel corresponden a la respuesta de las células bipolares de la retina y a los fotorreceptores en menor medida. La actividad de las células ganglionares no se refleja en las respuestas del ERG multifocal, por lo que no tiene utilidad en el estudio de las enfermedades del nervio óptico. Sin embargo, una aplicación interesante del mfERG en neuro-oftalmología es la de desenmascarar las "*falsas neuropatías*". La detección y monitorización de toxicidad farmacológica es otra de sus aplicaciones más conocidas.

La técnica de la mfERG consiste en el siguiente procedimiento, tras un período de 15 minutos de adaptación a la luz y bajo midriasis se proyecta una secuencia de estimulación binaria pseudo-randomizada consistente en hexágonos blancos y negros en una pantalla. El tamaño de los hexágonos está sujeto a escala en función de la densidad de la respuesta retiniana. En el centro los hexágonos son de menor tamaño y éste aumenta progresivamente hacia la periferia. El número de hexágonos que se utilizan como estímulo varía entre 61, 103 y 241 según la resolución espacial requerida. A mayor número resultará en mayor resolución espacial a expensas de alargar el tiempo de la exploración. Los electrodos que se utilizan son de contacto, corneales o bien en el fondo de saco. La exploración puede ser binocular o monocular, la primera ofrece la ventaja de mejor fijación.

Falsas neuropatías

1. Según hallazgos campimétricos:

    - *Escotoma central*

Neuritis óptica

Maculopatía

- *Contracción concéntrica*

Toxicidad/ retinosis pigmentaria

Pérdida visual funcional

2. Según hallazgos en fondo de ojo:

- *Palidez papilar*

Neuropatía NOIA

Oclusión vascular (arterial o venosa)

- *Normal*

Maculopatía oculta

Neuritis retrobulbar aguda

Retinopatía paraneoplásica

[6]

Alteración campimétrica: escotoma central

Tanto las neuropatías como las maculopatías cursan con defectos centrales del campo visual y pérdida de la visión cromática. Ante un paciente joven que consulta por una pérdida visual aguda con estas características y sin alteraciones evidentes en el fondo de ojo, la electrofisiología puede ser de utilidad. La prueba ideal para diferenciar la maculopatía de neuropatía es el electrorretinograma patrón (pattern ERG) ya que la alteración de la onda P50 es indicativa de enfermedad macular, mientras que la alteración en la onda N95 lo es de neuropatía. Cualquier proceso patológico que afecte la vía óptica puede alterar los potenciales evocados visuales (PEV), incluidas las maculopatías. En caso de alteración PEV y sospecha de enfermedad macular, el mfERG puede revelar anomalías como en la neuroretinopatía macular aguda (ANM), o el síndrome de aumento idiopático

de la mancha ciega (AIBSE), o en la coroidopatía serosa central que cursan con la afectación sutil del fondo o sin cambios apreciables. [7]

Alteración campimétrica: reducción concéntrica

Uno de los patrones más frecuentemente reconocidos como alteración de tipo funcional es la contracción periférica del campo visual. En los casos de retinosis pigmentaria sin pigmento o retinopatía asociada al cáncer, que cursan con escotomas en anillo, el mfERG es capaz de detectar cambios precoces antes que aparezcan alteraciones en el fondo de ojo o en el electrorretinograma convencional. [8]

Fondo de ojo normal

En este caso la prueba inicial a realizar sería el PEV (potencial evocado visual) si se sospecha una alteración funcional, y el ERG convencional si se sospecha una enfermedad difusa de la retina. En una segunda fase se realizaría el mfERG si el ERG convencional resultó normal. Si el problema es distinguir entre neuropatía y maculopatía, como se comentó anteriormente, la prueba ideal es el ERG patrón. [9]

Atrofia óptica

La palidez papilar ya instaurada puede corresponder a tres situaciones clínicas; la de pérdida visual aguda, crónica o indeterminada. Si hubo pérdida visual súbita el diagnóstico diferencial de la atrofia óptica instaurada se debe establecer entre oclusiones vasculares de la retina y neuropatía óptica isquémica o neuritis. En todos los casos la campimetría puede revelar defectos que siguen un patrón altitudinal. El ERG multifocal detecta un descenso de la densidad de respuestas por la isquemia en las zonas de la retina afectada por la oclusión vascular, y que se correlaciona con los defectos de campo visual. Por el contrario, en la neuropatía óptica isquémica y en la neuritis el mfERG será normal o con mínimas alteraciones ya que no se estudia la actividad de las células ganglionares.

Si la pérdida visual es crónica o indeterminada el diagnóstico diferencial debe ser amplio e incluir las causas vasculares retinianas, las neuropatías agudas (neuritis y neuropatía óptica isquémica), y las neuropatías tóxicas, hereditarias, nutricionales, tumorales, compresivas, luéticas e infiltrativas, así como la retinopatía paraneoplásica. La electrofisiología tiene un papel complementario en el diagnóstico final de estas entidades pero en fases iníciales puede ser de ayuda en cuanto orienta hacia la naturaleza del problema. Si es secundario a enfermedad de la retina, el mfERG mostrará alteraciones marcadas, mientras que no presentará alteraciones importantes o será normal en las neuropatías. En este contexto clínico, el ERG patrón puede ser más útil. [10]

2.5.4. Potenciales evocados visuales

Los potenciales evocados visuales (PEV) son el resultado de cambios producidos en la actividad bioeléctrica cerebral tras una estimulación luminosa. El estímulo más frecuentemente utilizado para obtener PEV, es una imagen en damero (en tablero de ajedrez), con una serie de cuadros blancos y negros, que van alternándose (PEV-pattern). Esta prueba consigue evocar potenciales grandes y reproducibles. Cuando un paciente no colabora en la realización de la prueba o no consigue ver la pantalla con el damero, se utilizan estímulos de tipo destellos luminosos. Éstos producen respuestas evocadas con gran variabilidad inter-individual, por lo que únicamente sirven para determinar si llega el estímulo luminoso a corteza cerebral, y para comparar la respuesta de ambos ojos, en busca de asimetrías. Es posible explorar los PEV-pattern por hemicampos, cuando existe sospecha de lesión quiasmática, que suele comenzar por la afectación de las fibras del hemicampo visual externo.

Los potenciales evocados visuales representan una exploración neurofisiológica muy sensible, ya que estos son alterados, en un gran porcentaje, con anomalías visuales, incluso en pacientes con afección subclínica de la vía visual, como ocurre en enfermedades como la esclerosis múltiple. Sin embargo, es una exploración poco específica a la hora de determinar el tipo de patología, ya que cualquier problema que se interponga entre el estímulo y el registro en corteza occipital, puede provocar anomalías en los potenciales visuales siempre que cause suficiente disfunción visual (defecto de corrección óptica, catarata densa, retinopatía, glaucoma, neuropatía óptica, infarto cerebral, etc.). Por lo tanto, evaluarse con precaución y dentro de un contexto clínico. Además, se debe tener en cuenta que lesiones postquiasmáticas con disfunción visual pueden cursar sin anomalías en los PEV. Otra característica de enorme valor de los PEV es que aportan datos cuantificables de latencia y amplitud. Esto permite identificar una disfunción en la vía visual, orientando si predominan los fenómenos desmielinizantes, con retraso de los potenciales (aumento de latencia) o si predomina un defecto de activación axonal en la vía visual (reducción de amplitud). Por otro lado, permite realizar un seguimiento evolutivo, donde se evalua la posible eficacia de un tratamiento, o la progresión de una enfermedad. Cuando los PEV muestran anomalías en un sólo ojo, se puede deducir que existe patología prequiasmática en ese lado. Si las anomalías son bilaterales, no es posible definir la localización de la lesión, ya que las fibras correspondientes a la retina nasal se encuentran del lado contralateral en el quiasma. [11]

2.5.5. Cirugía ocular LASIK

LASIK es un procedimiento quirúrgico que puede reducir la dependencia de una persona de las gafas o de los lentes de contacto, al cambiar permanentemente la forma de la córnea (la capa delicada que recubre la parte anterior del ojo). Para lograr una visión clara, la córnea y el cristalino del ojo deben refractar adecuadamente los rayos de luz, de manera que las imágenes sean enfocadas sobre la retina. Si los rayos de luz no son enfocados con claridad sobre la retina, las imágenes se ven borrosas. El defecto de ver las imágenes borrosas se denomina "error de refracción", el cual es causado por una imperfección en la forma del globo ocular, córnea o cristalino. LASIK utiliza un láser Excimer (un láser ultravioleta) para remover con precisión el tejido cornear con el fin de corregir la forma y lograr un mejor enfoque. La cirugía ocular LASIK por lo general se practica en personas que sufren de miopía (visión corta), lo cual significa que ellas solamente pueden ver con claridad los objetos cercanos, pero ven borroso todo lo que está lejos.

Antes de la cirugía, se hace un examen ocular completo para confirmar que los ojos estén sanos. Una vez que se determina esto, el médico mide la curvatura de la córnea y el tamaño y posición de las pupilas, la forma de los ojos (para constatar que no haya irregularidades que pudieran impedir la cirugía LASIK como opción); también mide el grosor de la córnea (para asegurarse de que quedará suficiente tejido una vez que se corte la córnea y se le dé nueva forma). El paciente debe firmar un consentimiento informado antes del procedimiento, confirmando que conoce los riesgos, beneficios, opciones, alternativas y posibles complicaciones. La cirugía LASIK es un procedimiento quirúrgico ambulatorio que tarda de diez a quince minutos por cada ojo. La única anestesia que se utiliza es un colirio que adormece la superficie del ojo. El procedimiento se lleva a cabo con la persona despierta. La cirugía LASIK puede realizarse en uno o en ambos ojos durante la misma sesión.

Durante la cirugía ocular LASIK se utiliza un bisturí especial (un microqueratomo) para cortar un colgajo de tejido cornear de la capa externa del globo ocular. Se levanta el colgajo para despejar el sitio y con el láser se corrige la forma del tejido cornear subyacente. Se calcula previamente la cantidad de tejido que se debe extirpar con el láser. Una vez que se ha corregido la forma, el cirujano coloca el colgajo en la posición original y lo fija. No se requiere sutura. Un protector o parche se coloca sobre el ojo para proteger el colgajo y evitar que el paciente se restriegue o presione el ojo hasta que haya pasado suficiente tiempo como para haber cicatrizado. [12]

2.5.6. Angiografía fluoresceínica

La angiografía con fluoresceína es una técnica exploratoria que permite visualizar la vascularización retiniana, y así confirmar un diagnóstico y planificar un posible tratamiento. Esta prueba consiste en inyectar una pequeña cantidad de fluoresceína sódica (Un colorante de origen vegetal) de color naranja por vía intravenosa. Se toman seguidamente fotografías con luz flash azul (no rayos X) a intervalos durante 10 minutos. Se emplea de modo generalizado para profundizar en el estudio de algunas enfermedades de la retina incluyendo la retinopatía hipertensiva o diabética y para confirmar la presencia, localización, tamaño y tipo de membrana neovascular subretiniana, en el contexto de una degeneración macular asociada a la edad o de una membrana neovascular miópica. El examen de estas imágenes suministra una información adicional sobre el estado del ojo. El procedimiento es indoloro y rara vez produce efectos secundarios, solo hay que considerar las alergias a contrastes, especialmente al flúor. Actualmente las fotografías de la angiografía se toman con un retinógrafo digital. [13]

2.5.7.1. Retinógrafo

La retinografía es una fotografía del fondo de ojo del paciente. Esto permite conocer la evolución en el tiempo de las lesiones detectadas. Actualmente se están utilizando retinógrafos digitales. El protocolo propuesto para la retinografía consiste en el caso de disponer de una cámara de 450 a 500 en fotografiar dos campos retinianos. En el caso de que se trate de una cámara de 300, se deben ser 4 los campos retinianos que se fotografían. [14]

2.5.7. Angiografía con verde indiocianina

La angiografía con verde de indocianina es otra técnica fotográfica similar a la angiografía fluoresceínica. En este caso, un colorante verde, el verde de indociana es inyectado en la vena del brazo y se toman fotografías digitales con una cámara infrarroja que visualizan el colorante circulando por los capilares del fondo del ojo. A diferencia de la angiografía fluoresceína que se lleva a cabo entre 10-15 minutos, las imágenes de angiografía con verde de indocianina se obtienen a los 40 minutos.
Esta técnica se usa usualmente en conjunción con la angiografía fluoresceína y permite la observación de capas más profundas de la retina. Los efectos secundarios suelen ser raros.
Hay que contrastar las reacciones alérgicas de los pacientes. Se utiliza en casos en los que no se ha podido demostrar la presencia de la membrana neovascular subretiniana mediante la angiografía con fluoresceína. Tiene un patrón de absorción y emisión de la luz en longitud de onda infrarroja, lo cual permite verse a través de hemorragias y del epitelio pigmentario retiniano. La videoangiografía con verde de indocianina (AVI), es una técnica

diagnóstica relativamente nueva, que permite una mejor visualización de la circulación coroidea que la angiografía con fluoresceína. Esto es debido a que la indocianina verde se une en un 98% a las proteínas plasmáticas, difundiendo escasamente los vasos coroideos; así mismo, absorbe y emite fluorescencia en una longitud de onda próxima a la luz infrarroja, lo que permite una mejor penetración a través del epitelio pigmentario de la retina, medios opacos y sangre. Estas propiedades han hecho que la AVI sea utilizada en el estudio y tratamiento guiado de la neovascularización subretiniana (NVSR) asociada con la degeneración macular asociada a la edad (DMAE). Sin embargo, la interpretación del angiograma es compleja. [15]

2.5.8. Termoterapia transpupilar

La Termoterapia transpupilar es un tratamiento con un láser adaptado a una lámpara de hendidura, destinada a casos de membrana neovascular predominantemente oculta. Consiste en aplicar calor, inferior a diez grados centígrados, a la zona de la lesión durante un solo minuto. El calor provoca una oclusión de los canales vasculares (trombosis) lo que da lugar a que la exudación disminuya, las capas de la retina se reposicionen y la visión mejore. El procedimiento es de carácter ambulatorio. Inicialmente se coloca una lente de contacto en el ojo afectado previa instilación de una gota de anestésico local. Una vez concluido el tratamiento, el paciente puede volver a su domicilio y realizar una vida normal sin necesidad de tomar precaución alguna. [16]

2.5.9. Fotocoagulación con láser

El termino láser proviene del inglés, acrónimo de *light Amplification by stimulated emission of radiation* ("amplificación de Luz por emisión estimulada de radiación"). El láser emite un único rayo de luz monocromático concentrado, como resultado del paso de la energía luminosa a través de diferentes gases. El nombre de los láseres que se usan en oftalmología depende del tipo de gas que usan.
Que atraviesa la fuente de luz, así entonces se tiene:

- láser argón ·
- láser neodimioyag (itrioaluminiogranate)

Ambos son usados en distintas patologías oftalmológicas. Es de uso ambulatorio, fácil de manejar por manos especializadas, con efectos y resultados inmediatos sin necesidad de ingreso. [17]

2.5.10. Láser argón

Es un láser térmico, la luz emitida se convierte en calor cuando entra en contacto con los tejidos oculares, provocando una respuesta cicatricial donde se aplica. Se usa sobre todo en procesos retinianos, los más habituales son la retinopatía diabética y los desgarros. También puede usarse para destruir ciertos tumores, para procesos vasculares como las complicaciones derivadas de las trombosis retinianas, aneurisma, etc. Para su aplicación es necesario previamente dilatar las pupilas con colirios midriáticos y acoplar lentes de contacto que amplifiquen la imagen retiniana sobre la cual se va a hacer incidir el rayo láser. Así entonces se provoca una quemadura retiniana no dolorosa, controlada en intensidad y tamaño, según los parámetros del láser. En la mayoría de las ocasiones el paciente no va a notar mejoría de la visión, ya que normalmente el láser se aplica para evitar consecuencias mayores. Es una técnica cuyo fin primordial es mantener la vista que se tiene. Los resultados dependen también de la patología a tratar. [18]

2.5.11. Resumen de subcapítulo

La Oftalmoingeniería es la aplicación de los conocimientos de ingeniería en el desarrollo de técnicas y equipos para el análisis del comportamiento visual y patologías visuales. Existen diversas técnicas que son usadas para analizar el comportamiento de las diferentes partes que conforman el ojo, como la Electrooculografía (EOG) que consiste en medir la diferencia de potencial en el ojo. También está la Electrorretinografía (ERG), que consiste en medir la respuesta de la retina a un destello de luz dado. Para esta técnica existe una variación, la cual es el ERG multifocal, que mide las respuestas de la retina en múltiples localizaciones simultáneamente. Los potenciales evocados visuales por otro lado, son el resultado de cambios en la actividad cerebral luego de una actividad luminosa, lo que permite identificar daños en la vis visual hacia el cerebro. Por último existen diversas técnicas en la que ha intervenido la ingeniería, como lo son la creación de la cirugía LASIK, tan ampliamente conocida y utilizada actualmente. Así como otras técnicas dentro de las que se encuentran la angiografía fluoresceínica, la termoterapia transpupilar, y la fotocoagulación con laser.

REFERENCIAS

[1] http://oftalmoingenieria.uniandes.edu.co/INICIO/QUEES_OFTALMOING.htm

[2] Theodore P Grosvenor.. "Procedimientos electrofisiológicos"
Optometría de atención primaria
Masson Ed. Pag: 45.

[3] E. Doménech Campos, M. Armengot Carceller, R. Barona de Guzmán. "Electrooculografía: aportación al diagnóstico del paciente con alteraciones del equilibrio". Investigación clínica. Pag: 2.

[4] Graham e. Holder. "Electroretinography"
Encyclopedia of médical devices and instrumentation. Second EditionVolume 3. London, United Kingdom. Moorfields Eye Hospital. Pag: 150.

[5] Theodore P Grosvenor.. "Procedimientos electrofisiológicos"
Optometría de atención primaria
Masson Ed. Pag: 238-239.

[6][7][8][9][10] *Muñoz S, Arruga J'. ¿Qué aporta el electrorretinograma multifocal en neuro-oftalmología?.* Boletín de la sociedad oftalmológica de Madrid. Servicio de Oftalmología. Hospital Universitario de Bellvitge.

[11] Theodore P Grosvenor.. "Procedimientos electrofisiológicos"
Optometría de atención primaria
Masson Ed. Pag: 270.

[12] http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007018.htm

[13][14][15][16][17][18]http://www.fom.es/video/01_Técnicas_trat_ret_médica.pdf

3

BIOINSTRUMENTACÍON

3.1. SISTEMA BÁSICO

Una señal bioeléctrica, es aquella señal que es generada por ciertas partes del cuerpo, tales como los músculos, el cerebro, o una señal química o mecánica que es entonces convertida en una señal eléctrica. Este tipo de señal puede ser medida, por medio del uso de sensores, estos convierten procesos físicos en productos eléctricos de medición. Los resultados de estos biosensores son señales analógicas, es decir, señales continuas que se envían a los bloques de conversión análogo y digital. Allí las señales son amplificadas, filtradas, acondicionadas, y convertidas a una forma digital. Existen diversos métodos para modificar señales analógicas, uno ya estudiado es aquel involucrado en la amplificación y filtrado en una señal ECG.
Una vez que las señales analógicas se han digitalizado y han sido convertidas en una forma que puedan ser almacenadas y procesadas por computadores digitales, donde muchos más métodos para el acondicionamiento de la señal pueden ser aplicados. En las siguientes páginas encontraremos los aspectos básicos que se deben conocer o recordar, cuando se está diseñando un sistema de bioinstrumentación.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.1.1. Fundamentos

Un sistema básico de instrumentación debe incluir dispositivos de salida que permita a operadores humanos observar la señal en un formato que sea fácil de entender. Estos dispositivos pueden ser numéricos o gráficos, discretos o continuos, y permanentes o temporales. La mayoría de los dispositivos de visualización de la salida son hechos para ser observados visualmente, como el electrocardiógrafo en la figura 62, pero algunos también incluyen una salida audible (por ejemplo, un sonido con cada latido del corazón). Además de mostrar los datos, muchos sistemas de instrumentación tienen la capacidad de almacenamiento de datos. En algunos dispositivos, la señal se almacena brevemente con el fin de que más adelante pueda ser procesada y transformada, o para que un operador pueda luego examinar los datos. En otros casos, las señales se almacenan de manera permanente

de tal modo que diferentes sistemas de procesamiento de señales puedan ser aplicados en algún momento posterior. Los monitores Holter, por ejemplo, adquieren 24 horas de información de ECG de los datos, los cuales son procesados posteriormente para determinar actividad arrítmica y otras importantes actividades para diagnóstico. Con la invención del teléfono, y ahora con la Internet, las señales pueden ser adquiridas por un dispositivo en un lugar, tal vez el domicilio del paciente, y ser transmitida a otro dispositivo para ser procesada y / o almacenada. Esto ha hecho posible, por ejemplo, que se pueda proporcionar información de diagnóstico rápido, si un paciente tiene un ritmo cardíaco inusual, mientras aun está en casa. Además le ha permitido también a instalaciones médicas en zonas rurales transmitir imágenes de diagnóstico a los hospitales de atención terciaria con el fin de que médicos especialistas puedan ayudar a los médicos generales llegar a diagnósticos más precisos.

Existen otros dos componentes que desempeñan un papel importante en sistemas de instrumentación. El primero es *la señal de calibración.* Una señal con amplitud y frecuencia conocida es aplicada al sistema de instrumentación en la entrada del sensor. La señal de calibración permite a los componentes del sistema ser ajustados de tal manera que la salida y entrada posean una conocida relación de medida. Sin esta información, es imposible convertir la salida de un sistema de instrumentación en una significativa representación de la medición. Otro componente importante, un *elemento de retroalimentación*, no es parte de todos los sistemas de instrumentación. Estos dispositivos incluyen marcapasos y ventiladores que estimulan el corazón o los pulmones. Algunos dispositivos de retroalimentación recopilan información de datos fisiológicos y estimulan una respuesta (por ejemplo, un latido del corazón o la respiración) cuando sea necesario, o son parte de los sistemas de biorretroalimentación en los que el paciente tiene conocimiento de una medición fisiológica (por ejemplo, la presión sanguínea) y usa un control consciente para cambiar la respuesta fisiológica. [1]

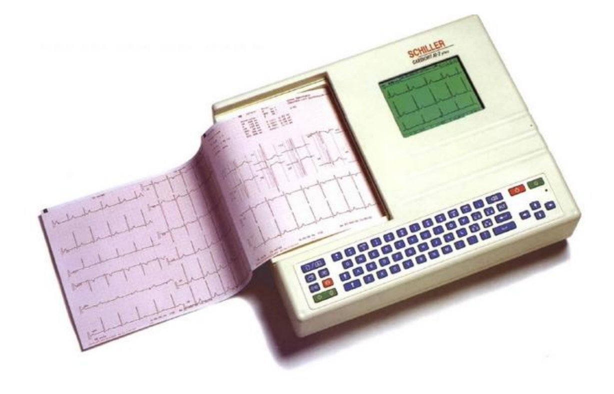


Figura 62. Electrocardiógrafo y sus salidas

Imagen tomada de http://fisiocel.com/galeria/albums/Electrocardiografos/wa0_0250000.sized.jpg

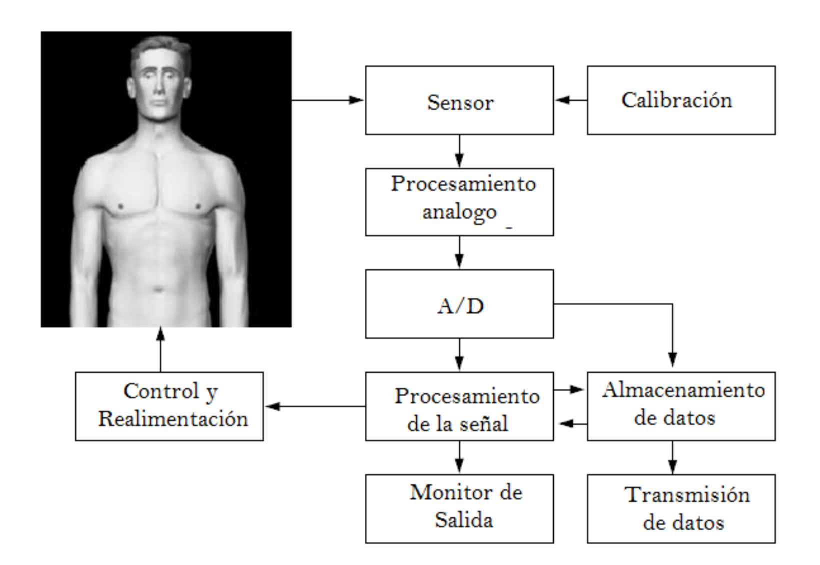


Figura 63. Sistema básico de instrumentación con sensor para medir una señal, adquisición de datos, almacenamiento, capacidad de monitoreo, control y realimentación.
Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005. Pag 407

3.1.2. Carga, Corriente, Voltaje, Potencia y Energía

3.1.2.1. Carga

Dos tipos de cargas, positivas y negativas, son transportadas por protones y electrones, respectivamente. La carga negativa transportadas por un electrón, q_e es la menor cantidad de carga que existe y es medida en unidades llamadas coulomb (C).

$$q_e = -1.602\,.\,10^{-19}\ C$$

El símbolo q (t) se utiliza para representar una carga que cambia con el tiempo, y Q es para cargas constantes. La carga transportada por un protón es el opuesto del electrón. [2]

3.1.2.2. Corriente

La corriente eléctrica, i (t), se define como la variación en la cantidad de carga que pasa a través de un determinado punto o zona en un período especificado de tiempo. Su unidad de medición son los amperios (A). Por definición, un amperio es igual a un Coulomb / segundo (C / s).

$$i(t) = \frac{dq}{dt}$$

$$q(t) = \int_{t_0}^{t} i(\lambda)\, d\lambda + q(t_0)$$

La corriente, definida por la ecuación de i (t), también depende de la dirección del flujo, como es ilustrado el circuito de la Figura 64. La corriente se define como positiva si:

1. Una carga positiva se está moviendo en la dirección de la flecha
2. Una carga negativa se está moviendo en la dirección opuesta de la flecha

Dado que estas dos posibilidades producen el mismo resultado, no hay necesidad de preocuparse de cual es responsable de la corriente. En los circuitos eléctricos, la corriente es llevada por los electrones en conductores metálicos.

La corriente típicamente es una función del tiempo, como es mostrado en la ecuación 2. Pero existen diferencias en su representación de acuerdo a si es o no variante en el tiempo, la corriente que es referida como una corriente continua, es denotada con una letra mayúscula como *I* indicando que no cambia en el tiempo. Una corriente variante en el tiempo es denotada con una letra minúscula como *i (t)* o solo *i*. [3]

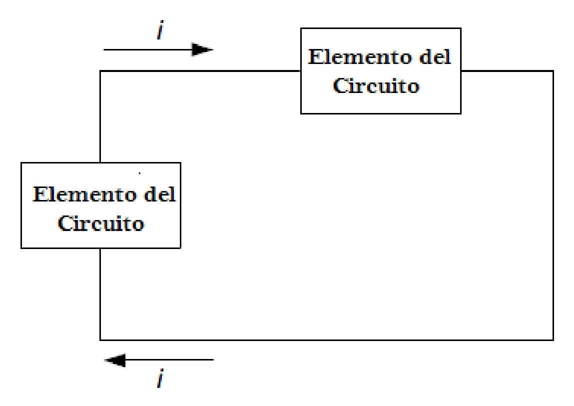


Figura 64. Un circuito simple que ilustra el flujo de corriente alrededor de un lazo cerrado.

Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005. Pag 409

3.1.2.3. Voltaje

El Voltaje representa el trabajo por unidad de carga asociada con la carga en movimiento entre dos puntos. (A y B en la figura 3) y está dado por:

$$v = \frac{dw}{dq}$$

La unidad de medida del voltaje es el voltio (V). Una fuente de voltaje constante (DC) se denota por *V*, mientras que un voltaje variante con el tiempo se denota por *v (t)*, o simplemente *v*. En la Figura 65, el voltaje, *v*, entre dos puntos (A y B) es la cantidad de energía necesaria para mover una carga del punto A al punto B. [4]

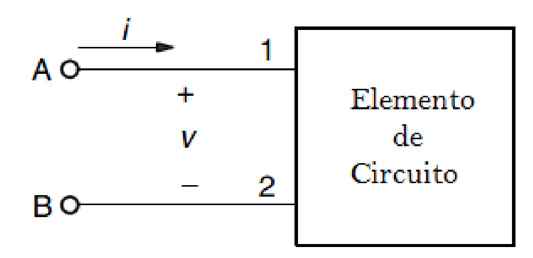


Figura 65. Convención de Voltaje y Corriente

Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005. Pag 412

3.1.2.4. Potencia y Energía

Potencia es la razón de energía gastada, está dada por:

$$p = \frac{dw}{dt} = \frac{dw}{dq}\frac{dq}{dt} = vi \qquad (5)$$

Donde p es la potencia medida en watts (W), y w es la energía medida en joule (J). La potencia es usualmente determinada por el producto del voltaje a través de un elemento en un circuito y la corriente que va a través de él. Por convención, se asume que un valor positivo para la potencia indica que la potencia está siendo entregada (o absorbida o consumida) por el elemento en el circuito. Un valor negativo para la potencia indica que esta está siendo generada por el elemento del circuito. La figura 66 muestra los cuatro posibles casos para la corriente en un elemento del circuito y la configuración de voltaje. De acuerdo a la convención, si ambos *i* y *v* son positivos, con la flecha y la polaridad mostrada en la figura 66.A, la energía es absorbida (ya sea perdida por calor o

almacenada). Si la flecha de la corriente o el voltaje esta invertida como en la figura 66B y 66C, la energía es entregada al circuito. Por último si tanto la dirección de la corriente y la polaridad del voltaje están invertidas, como en D, la energía es absorbida.
Un elemento pasivo en un circuito es definido como aquel cuya potencia es siempre positiva o cero, la cual puede ser disipada como calor (resistencia) almacenada en un campo eléctrico (capacitor) o almacenada en un campo magnético (inductor). Se define un elemento activo en un circuito a aquel cuya potencia sea negativa y capaz de generar energía. [5]. La energía viene dada por:

$$w(t) = \int_{-\infty}^{t} p dt$$

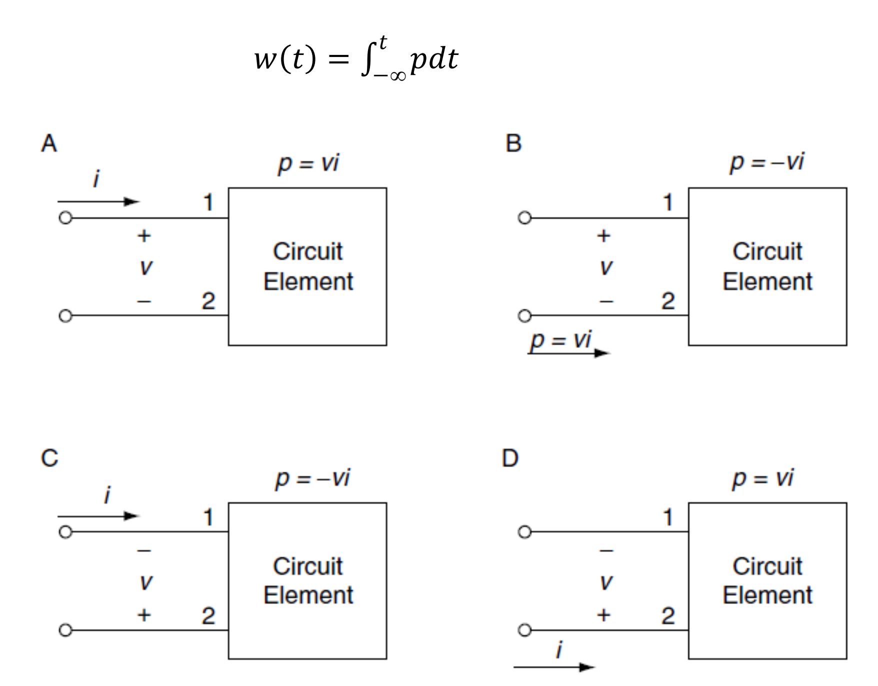


Figura 66. Referencias en polaridad para cuatro casos de corriente y voltaje.

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Bioinstrumentation*, *"Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005, Cap. (8): p. 413.

3.1.2.5. Fuentes

Las fuentes son dispositivos de dos terminales que proporcionan energía a un circuito. Estas no poseen una relación directa entre voltaje y corriente, cuando una de las dos variables es dada dentro del circuito, no es posible determinar el valor de la otra sin conocer el resto del circuito. Las fuentes Independiente son dispositivos en los que el valor de voltaje o corriente es dado, valor que se mantiene, independientemente del resto del circuito. Un dispositivo que genera un determinado voltaje en sus terminales, independientemente de la corriente, se llama una fuente de voltaje ideal. Las figura 67.a y

b muestran los símbolos generales para una fuente de voltaje ideal. La figura 67.c muestra una fuente de corriente ideal que ofrece una corriente preestablecida al circuito adjunto. El voltaje generado por una fuente de corriente ideal depende de los elementos en el resto del circuito. La Figura 68 muestra fuentes dependientes de voltaje y corriente. Una fuente dependiente tiene un valor equivalente al valor conocido de una función de algún otro voltaje o corriente en el circuito. Se usa un diamante en forma de símbolo para representar las fuentes dependientes, que a menudo son llamadas fuentes controladas. La corriente generada por una fuente dependiente de voltaje y el voltaje generado por una fuente dependiente de corriente dependen de los elementos que haya en el resto del circuito. [6]

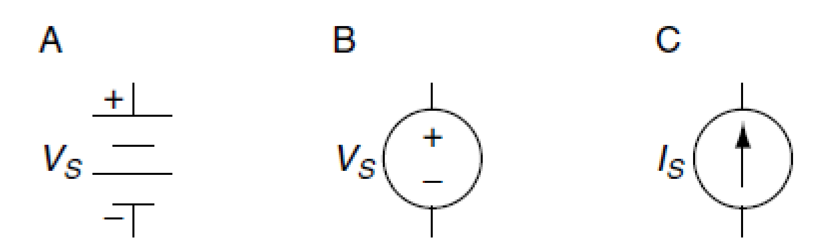


Figura 67. Símbolos básicos para Fuentes independientes

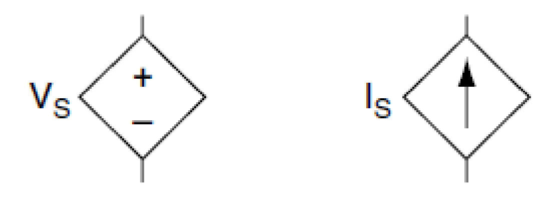


Figura 68. Símbolos básicos para Fuentes dependientes o controladas

Imágenes tomadas de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Bioinstrumentation, "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005, Cap. (8): p. 414.

3.1.2.6. Resistores

Un resistor es un elemento de circuito que limita el flujo de corriente que lo atraviesa. Son hechos de diferentes materiales y su habilidad para impedir la corriente viene dada por el valor que posea, denotado como R. Su valor es medido en Ohm (Ω), donde 1 Ω = 1 V/A. Un cable teórico que conecta elementos en un circuito tiene un valor de resistencia cero (cortocircuito). Una brecha entre elementos de circuito tiene una resistencia infinita

(circuito abierto). Un resistor ideal sigue la ley de Ohm, la cual describe una relación lineal entre el voltaje y la corriente, con una pendiente igual a la resistencia. Existen dos formas de escribir la ley de Ohm, dependiendo de la dirección de la corriente y la polaridad del voltaje. Para la figura 69.A, la ley de Ohm vendría expresada por $v = i*R$, mientras que para la figura 69.B vendría expresada por $v= -i*R$.

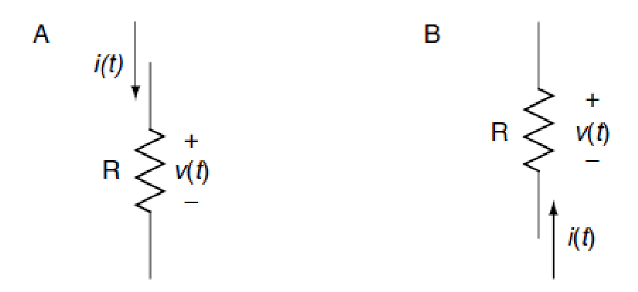


Figura 69. Resistor ideal con Resistencia en ohm (Ω)

Imágenes tomadas de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Bioinstrumentation, "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005, Cap. (8): p. 415

Como es descrito el voltaje a través de un resistor es igual al producto de la corriente que fluye a través del elemento y su resistencia, R. Esta relación lineal no aplica para altos voltajes y corrientes. Algunos materiales eléctricamente conductores tienen un rango muy pequeño de corrientes y voltajes en el cual describen un comportamiento lineal. La linealidad es observada solo dentro de un rango de valores, fuera de este, el modelo es no lineal. Se define un cortocircuito como se muestra en la figura 70.A con R=0 por lo tanto tiene una caída de voltaje cero (0V). Un circuito abierto como el mostrado en la figura 70.B con R=1 y teniendo una corriente de paso cero (0A).

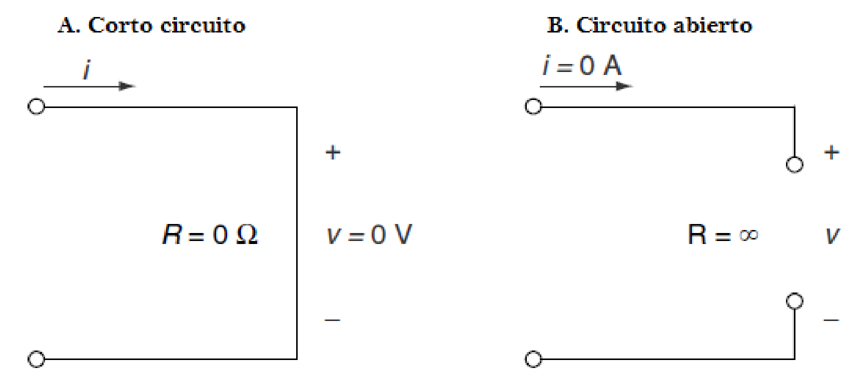


Figura 70. Cortocircuito y Circuito abierto

Imágenes tomadas de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Bioinstrumentation, "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005, Cap. (8): p. 416

Cada material conductivo tiene una propiedad llamada resistividad (ρ) que indica la resistencia que posee el material. La conductividad (σ) es el inverso de la resistividad, y la conductancia (G) es el inverso de la resistencia. La conductancia es medida en unidades llamadas siemens (S) y tiene sus unidades de A/V. En términos de la conductancia la ley de Ohm se escribe así: $i = Gv$. [7]

3.1.2.7. Inductores

Un inductor , figura 71,es un componente pasivo de un circuito eléctrico que, debido al fenómeno de la autoinducción, almacena energía en forma de campo magnético. La transferencia de energía al campo magnético representa trabajo efectuado por la fuente de FEM. Se requiere potencia para hacer trabajo, y puesto que la potencia es igual a la corriente multiplicada por la tensión, debe haber una caída de tensión en el circuito durante el tiempo en que la energía está almacenándose en el campo. Esta caída de tensión que no tiene nada que ver con la caída de tensión de ninguna resistencia del circuito, es el resultado de una tensión opuesta inducida en el circuito mientras el campo crece hasta su valor final. Cuando el campo se vuelve constante, la FEM inducida o fuerza contraelectromotriz desaparece, puesto que ya no se está almacenando más energía. Puesto que la FEM inducida se opone a la FEM de la fuente, tiende a evitar que la corriente aumente rápidamente cuando se cierra el circuito. La amplitud de la FEM inducida es proporcional al ritmo con que varía la corriente y a una constante asociada con el circuito, llamada inductancia del circuito. La inductancia depende de las características físicas del conductor. Por ejemplo, si se enrolla un conductor, la inductancia aumenta. Un arrollamiento de muchas espiras tendrá más inductancia que uno de unas pocas vueltas. Además, si un arrollamiento se coloca alrededor de un núcleo de hierro, su inductancia será mayor de lo que era sin el núcleo magnético.

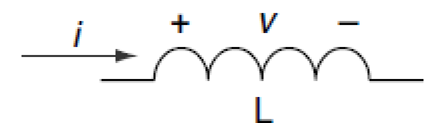


Figura 71. Inductor

La polaridad de una FEM inducida va siempre en el sentido de oponerse a cualquier cambio en la corriente del circuito. Esto significa que cuando la corriente en el circuito aumenta, se realiza trabajo contra la FEM inducida almacenando energía en el campo

magnético. Si la corriente en el circuito tiende a descender, la energía almacenada en el campo vuelve al circuito, y por tanto se suma a la energía suministrada por la fuente de FEM. Esto tiende a mantener a la corriente circulando incluso cuando la FEM aplicada pueda descender o ser retirada. La energía almacenada en el campo magnético de un inductor se da por:

$$W=I^2 L/2$$

Donde:

W = energía en julios
I = corriente en amperios
L = inductancia en henrios

La unidad de inductancia es el henrio. Por ejemplo los valores de inductancia utilizados en equipos de radio varían en un amplio margen. En circuitos de radiofrecuencia, los valores de inductancia empleados se medirán en milihenrios (1 mH es una milésima de henrio) en frecuencias bajas, y en microhenrios (millonésima de henrio) en las frecuencias medias y altas. Aunque las bobinas para radiofrecuencia pueden bobinarse sobre núcleos de hierro especiales (el hierro común no es adecuado), muchas de las bobinas utilizadas por los aficionados son del tipo de núcleo de aire, o sea, bobinadas en un material de soporte no magnético.

Cualquier conductor tiene inductancia, incluso cuando el conductor no forma una bobina. La inductancia de una pequeña longitud de hilo recto es pequeña, pero no despreciable si la corriente a través de él cambia rápidamente, la tensión inducida puede ser apreciable. Este puede ser el caso de incluso unas pocas pulgadas de hilo cuando circula una corriente a 100 MHz o más. Sin embargo, a frecuencias mucho más bajas la inductancia del mismo hilo puede ser despreciable, ya que la tensión inducida será despreciablemente pequeña. [8]

3.1.2.8. Capacitores

Un capacitor, figura 72, es un dispositivo que almacena energía en un campo eléctrico cuando es polarizado correctamente por un voltaje. Los capacitores simples consisten de placas paralelas de material conductivo que está separado por una brecha llena de un material dieléctrico. Los materiales dieléctricos contienen un gran número de dipolos eléctricos que se polarizan en la presencia de un campo eléctrico. La separación de carga causada por la polarización de el material dieléctrico es proporcional al voltaje externo y viene dado por: $q(t) = Cv(t)$. Donde C representa la capacitancia del elemento. La unidad de medida para la capacitancia es el faradio (F), donde 1 F = 1 C/V.

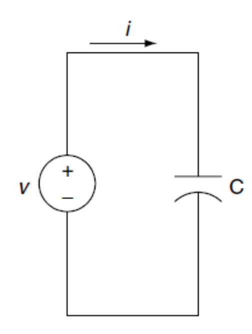


Figura 72. Circuito con un capacitor

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005. Pag

La impedancia de un capacitor es una función de la frecuencia, a bajas frecuencias los capacitores bloquean las señales y a altas frecuencias éste las deja pasar. Dependiendo de la conexión del circuito, el capacitor puede dejar pasar la señal a la siguiente etapa o la puede mandar directamente a tierra. La variación de la impedancia en el capacitor se da a la vez que la variación de la frecuencia, como se muestra en:

$$X_C = \frac{1}{2\pi f c}$$

Todos los capacitores tienen una frecuencia autoresonante donde la derivación parasítica y la inductancia dieléctrica resuenan con el capacitor en un circuito serie resonante. En esencia, la impedancia del capacitor decrementa hasta que alcanza la autoresonancia, que es el punto donde el capacitor se convierte en inductor, punto en el cual posee la mínima impedancia. El capacitor alcanza frecuencias mayores a la de autoresonancia porque la inductancia parasítica causa que se vuelva inductivo, incrementando de este modo la impedancia, por lo tanto, los capacitores no son dependientes cerca de su frecuencia de autoresonancia. [9]

3.1.3. Resumen de subcapítulo

Los elementos que conforman un sistema de bioinstrumentación son en general los mismos usados para el diseño y construcción de cualquier equipo electrónico. Por lo que es necesario entender los términos más sencillos previamente estudiados, como son, voltaje, corriente, potencia, y energía. Además de los elementos básicos como son resistores, fuentes, inductores y capacitores. Por último al diseñar un equipo biomédico, el estudiante que tenga dichos conceptos claros solo debe tener siempre en mente el diagrama de bloques de un sistema básico, es decir el sistema a diseñar debe tener, un sensor,

procesamiento análogo, conversión análogo-digital, procesamiento de datos , almacenamiento (si se requiere), visualización y usualmente un lazo de realimentación.

REFERENCIAS

[1] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 407-408.

[2] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 408.

[3] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 409.

[4] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 411-412.

[5] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 413-414.

[6] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 414-415.

[7] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005
Cap. (8): p. 415-416.

[8] Texas Instruments, *Understanding Basic Analog-Passive Devices*
Mixed signal products. Aplication report.
1999. p. 6.
http://www.wikiciencia.org/electronica/rlc/inductores/index.php

[9] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”*, Second Edition, 2005

Cap. (8): p. 442-443.
Texas Instruments, *Understanding Basic Analog-Passive Devices*
Mixed signal products. Aplication report.
1999. p. 5.

3.2. AMPLIFICADORES OPERACIONALES

El concepto original del AO (amplificador operacional) procede del campo de los computadores analógicos, en los que comenzaron a usarse técnicas operacionales en una época tan temprana como en los años 40. El nombre de amplificador operacional deriva del concepto de un amplificador DC (amplificador acoplado en continua) con una entrada diferencial y ganancia extremadamente alta, cuyas características de operación estaban determinadas por los elementos de realimentación utilizados. Cambiando los tipos y disposición de los elementos de realimentación, podían implementarse diferentes operaciones analógicas; en gran medida, las características globales del circuito estaban determinadas sólo por estos elementos de realimentación. De esta forma, el mismo amplificador era capaz de realizar diversas operaciones, y el desarrollo gradual de los amplificadores operacionales dio lugar al nacimiento de una nueva era en los conceptos de diseño de circuitos. Es de gran importancia dentro de la biomédica el estudio de estos dispositivos, ya que es posible encontrarlos como parte integral de muchos sistemas. Se hablará de los aspectos más fundamentales de su funcionamiento, y se finalizará con el amplificador de instrumentación, el cual es parte importante en los proyectos a trabajar.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.2.1. Amplificador operacional

Es un amplificador diferencial de ganancia muy alta, figura 73, que se utiliza como bloque constructivo para el diseño de una amplia gama de circuitos electrónicos. Se representa mediante un triángulo y las características que lo definen son:

- Ganancia diferencial infinita.

- Ganancia en modo común nula: $V_O = \lim_{Ad \to \infty}(V_+ - V_-)$

  Donde V_O: Voltaje de salida
  V_+: Entrada no inversora
  V_-: Entrada inversora

- Resistencia de entrada infinita: $i_+ = i_- = 0$

  Donde i_+: Corriente que circula por el terminal positivo
  i_-: Corriente que circula por el terminal negativo

- Resistencia de salida cero: V_0 independiente de I_0
- Corrientes de entrada nulas ($i_+ = i_- = 0$)
- Ancho de banda ∞
- Ausencia de desviación en las características con la temperatura

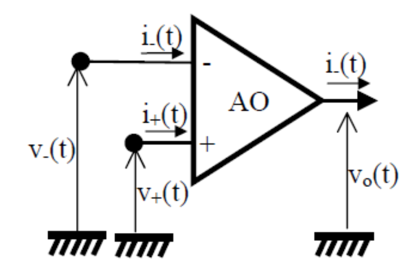


Figura 73. Amplificador operacional

Imagen tomada de http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_2.pdf

La importancia del amplificador operacional en la electrónica actual es que permite diseñar bloques funcionales con un comportamiento que es independiente de las características del elemento amplificador. Con él se consigue diseñar circuito electrónico muy preciso y estable aun cuando se utilice tecnología semiconductora que en sí es imprecisa e inestable.

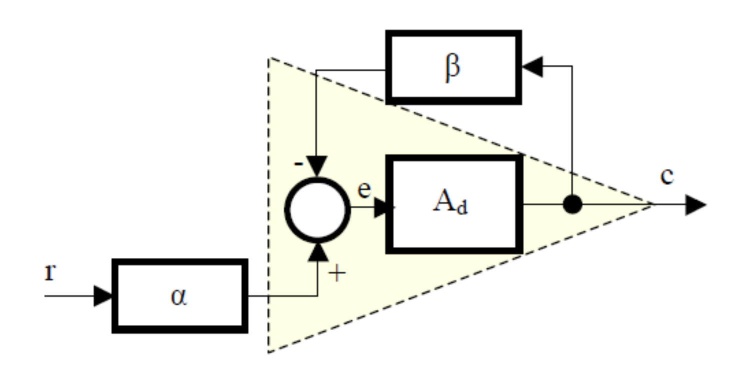


Figura 74. Amplificador operacional

Imagen tomada de http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_2.pdf

Donde A_d= Ganancia de bucle

∝= Circuitería externa previa al amplificador

$\beta =$ Circuitería externa de realimentación al amplificador

Si se analiza el anterior circuito se tiene que:

$$c = \frac{\propto A_d}{1 + bA_d}$$

Si $A_d \to \infty$ $entonces$ $c = \lim_{Ad \to \infty} \frac{\propto A_d}{1+bA_d} = \frac{\propto}{\beta}$ que no es función de A_d

Este análisis demuestra que cuando el amplificador diferencial tiene una ganancia diferencial muy grande, la función de transferencia entrada vs salida del circuito se hace independiente de ella y solo depende de las características de los circuitos pasivos α y β.

Sobre este análisis es importante hacer las siguientes consideraciones:

1. El circuito realimentado se puede interpretar como un mecanismo que ajusta dinámicamente la salida, al valor necesario para que la señal error e (t) se haga cero. A esta situación se le llama **cero virtual**, que es un cero en tensión que se consigue no a través de una condición topológica de circuito (cortocircuito) sino por ajuste dinámico.

2. El requisito para operar en este modo, es que la ganancia diferencial Ad tienda a infinito, y en la práctica esto equivale a que la ganancia de bucle Ad α sea mucho mayor que la unidad: Ad α >> 1

3. En el análisis se ha supuesto que el circuito es estable, y la salida tiende en régimen estacionario a un valor finito estable. Para ello, la realimentación debe ser no regenerativa, y en el caso de que, por actuar una amplificador operacional la ganancia de bucle sea infinita, si la realimentación tiene que ser negativa. [1]

3.2.2. Configuraciones del Amplificador Operacional

3.2.2.1. Amplificador diferencial

El amplificador diferencial constituye la etapa de entrada más típica de la mayoría de los amplificadores operacionales y comparadores, siendo además el elemento básico de las puertas digitales de la familia lógica ECL. En la figura 75 aparece la estructura básica de

este amplificador. Uno de los aspectos más importantes es su simetría la cual le confiere unas características muy especiales de análisis y diseño. Por ello, los transistores Q1 y Q2 deben ser idénticos, aspecto que únicamente se logra cuando el circuito está fabricado en un chip. Realizar este amplificador con componentes discretos hace que se pierdan sus principales propiedades al romperse esa simetría necesaria.

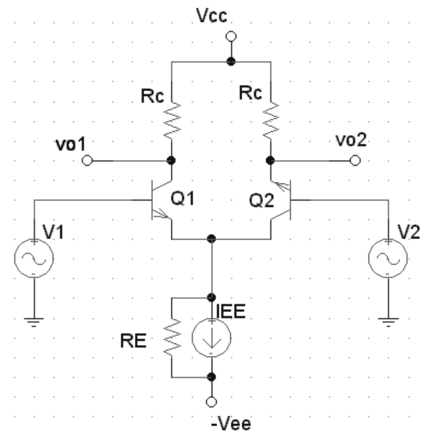


Figura 75. Amplificador diferencial básico

*Imagen tomada de grupos.unican.es/dyvci/ruizrg/postscript/LibroEca**Basica**/Tema6.pdf*

Modos de trabajo de un amplificador diferencial

- *Modo Diferencial*: Para V1=V2, las corrientes de colector y emisor de cada etapa son iguales. Todas estas corrientes tienen magnitudes iguales (aproximadamente) a IEE/2 debido a la simetría del circuito y a la corriente despreciable que circula por RE. Si incrementamos V1 en v/2 y simultáneamente se disminuyera V2 en v/2, la señal de salida aumenta en v.

- *Modo Común*: Si se considera que los dos voltajes V1 y V2 aumentan en v/2. La tensión diferencial Vd permanece nula mientras que Ic1 e Ic2 son iguales. No obstante la tensión VE aumenta. Por lo tanto dependiendo de la señal de entrada, el amplificador diferencial actúa o bien como etapa en emisor común o bien como etapa en emisor común con resistencia de emisor. Por lo tanto la ganancia de esta etapa es notablemente mayor en el funcionamiento como modo diferencial que como modo común. Normalmente los amplificadores diferenciales se diseñan de forma que a efectos prácticos sólo resulten amplificadas las señales diferenciales. [2]

3.2.2.2. Amplificador inversor

La ganancia en tensión del amplificador inversor (figura 76) se obtiene analizando el circuito y aplicando las características del AO ideal. Si las corrientes a través de las líneas de entrada son nulas, se cumple que:

$$\frac{V_i - V_n}{R_1} = \frac{V_n - V_0}{R_2}$$

En el AO ideal $V_- = V_+$. Pero en este caso $V_+ = 0$, $V_- = 0$, y por ello, a este nodo se le denomina cero virtual al tener una tensión de 0. Si $V_- = 0$, sustituyendo en la ecuación 7 resulta que la ganancia tiene un valor:

$$A = \frac{V_0}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1}$$

El término inversor es debido al signo negativo de esta expresión que indica un desfase de 180º entre la entrada y salida. La impedancia de entrada de este circuito es R1. [3]

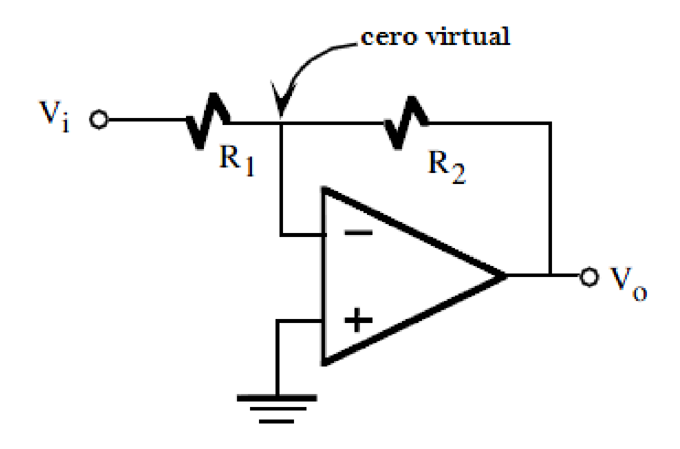


Figura 76. Amplificador inversor

Imagen tomada de "Electrónica básica para ingenieros". El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas

3.2.2.3. Amplificador no inversor

La ganancia en voltaje del amplificador no-inversor (figura 77) se resuelve de manera similar al anterior caso a partir de las siguientes ecuaciones:

$$V_n = \frac{R1}{R2+R1} \qquad\qquad V_n = V_p = V_i$$

De lo que resulta: $A = \frac{V_0}{V_i} = 1 + \frac{R2}{R1}$

La impedancia de entrada es infinita. [4]

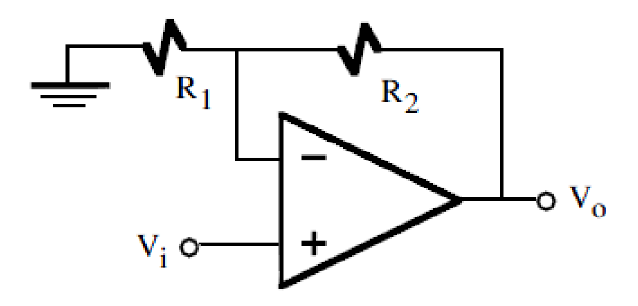


Figura 77. Amplificador no inversor.

Imagen tomada de "Electrónica básica para ingenieros". El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas

3.2.2.4. Amplificador seguidor

En la configuración como seguidor (figura 15) el AO tiene una ganancia AV=1, pero la impedancia de entrada y salida de este circuito valen Zi ≅ AdRi y Zo~Ro/Ad, siendo Ri y Ro las impedancias de entrada y salida del AO. [5]

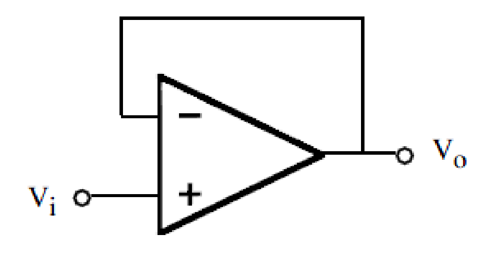


Figura 78. Amplificador seguidor

Imagen tomada de "Electrónica básica para ingenieros". El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas

3.2.2.5. Amplificadores operacionales en cascada

Ya que los AO actúan como una fuente de voltaje ideal, es particularmente fácil acoplar diferentes etapas de amplificación en lo que es conocido como *conexión en cascada.* Las etapas sucesivas no distorsionan los voltajes en las etapas previas, ya que la impedancia de salida en cada etapa es cero. Si se analiza el siguiente circuito se tiene que:

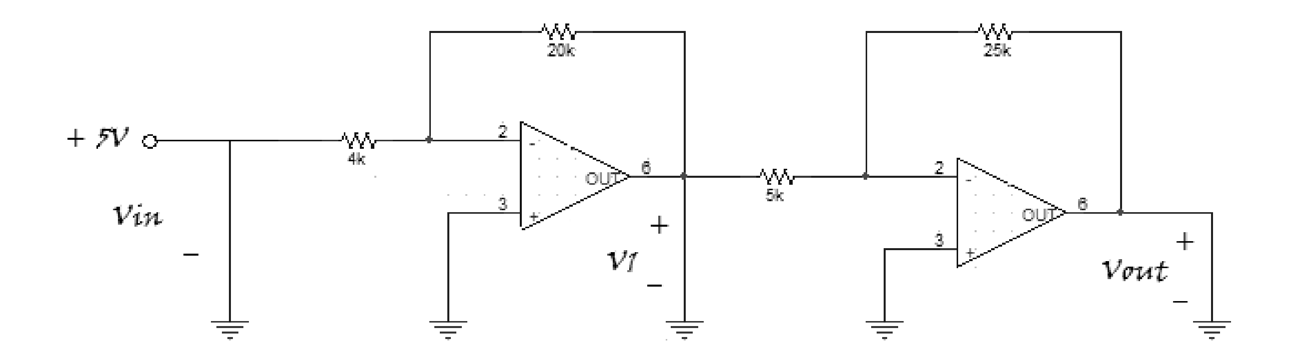


Figura 79. Amplificadores en cascada

Imagen tomada y modificada de Richard Aston, Biopotencial amplifiers "Principles of Biomédical Instrumentation and Measurement". Pag 151

$\frac{5-0}{4k} = \frac{0-V1}{20k}$, de donde se obtiene V1 = -25 V

Si se aplican las leyes de corriente de Kirchhoff se tiene que:

$$\frac{-25-0}{5k} = \frac{0-Vout}{25k}$$

La ganancia en la etapa 1 es A_1=-5. La ganancia de la etapa 2 es A_2=-5. La ganancia de todas las etapas es A_T= V_{OUT}-V_{IN} = 5. Entonces la ganancia total de todo el circuito es A_T= 125/5 =5. La conclusión que se puede sacar de cualquier análisis similar al analizado previamente es: la ganancia total es el producto de las etapas individuales, $A_T = A_1A_2$. Debiéndose esto al hecho que las impedancias de salida del amplificador ideal es cero. Pero hay que tener en cuenta que si el AO es operado fuera de su rango lineal, no es posible que se asuma valores ideales, por lo tanto la conclusión previa no tendría validez. [6]

3.2.3. Amplificadores de alta Impedancia de entrada con Ganancia Controlada

Se sabe como regla que un amplificador procesador de señales es mejor si posee una alta impedancia de entrada. La razón básica de esto es que cuando la impedancia de un amplificador es alta, absorberá muy poca corriente de transductores o amplificadores previos a éste. Esto significa que los voltajes y corrientes del dispositivo no serán perturbados, en cierto sentido será invisible a ellas. En el caso especifico de la instrumentación médica, la alta impedancia de entrada tiene gran importancia en los dispositivos de medida. Electrodos de superficie de piel para la medida de biopotenciales son conectados en serie con resistencias cutáneas de alrededor de los 100KΩ. En cambio, los electrodos aguja y micro electrodos usualmente poseen altas impedancias (generalmente megaOhms, *MΩ*) que son debidas a sus dimensiones tan estrechas. Por otra parte, las impedancias de entrada en los amplificadores prácticos son menores. Con el fin de evitar los efectos distorsivos de la carga en la fuente de potenciales del cuerpo, es usualmente necesario el uso de un buffer de alta impedancia de entrada (Figura 80). El buffer más simple construible por medio de AO posee impedancia de entrada ideal infinita, y su impedancia de salida sería cero. Por medio de las reglas de voltaje en amplificadores, V1 en el nodo 1 es igual a V_{IN}. Entonces para el buffer se tiene que:

$$V_{OUT} = V_{IN}$$

Por lo tanto este amplificador buffer tiene una ganancia unitaria (A=1), preservando la alta impedancia de entrada de los amplificadores ideales mientras se reduce su ganancia al valor más práctico que es uno. [7]

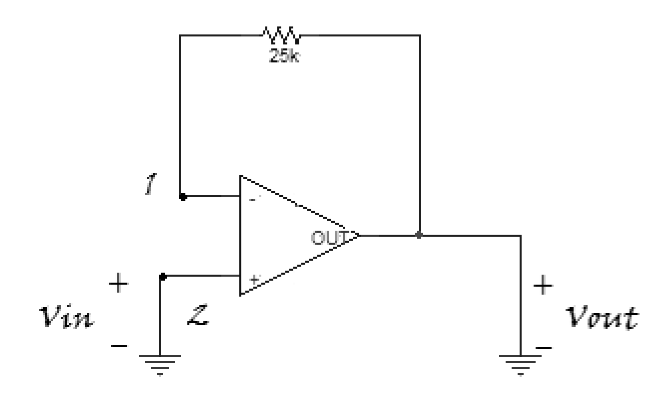


Figura 80. Un circuito Buffer

Imagen tomada y modificada de Richard Aston, Biopotencial amplifiers "Principles of Biomédical Instrumentation and Measurement". Pag 152

3.2.4. Amplificadores de instrumentación

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial de tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que además ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida médicos, en los que se ensambla como un bloque funcional que ofrece características propias e independientes de los restantes elementos con los que interactúa. Para ello, es necesario que tengan unas características funcionales que sean precisas y estables y adema sus características no se modifiquen cuando se ensambla con otros elementos.
Sus principales características incluyen:

- Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- Su ganancia diferencial se controla mediante un único elemento analógico (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) facilitando su ajuste.
- Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, lo que significa que, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
- Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga conectada a su salida.
- Bajo nivel de los voltajes de offset del amplificador y comportamiento constante frente a variables como el tiempo y la temperatura.
- Ancho de banda ajustado a los requerimientos necesitados en el diseño.
- Un factor de ruido muy próximo a la unidad, para que no incremente el ruido.
- Una razón de rechazo al rizado proveniente de la fuente de alimentación muy alta.

Configuración básica

La configuración más utilizada como amplificador de instrumentación está constituida por tres amplificadores operacionales utilizados de acuerdo con el esquema de la figura 81.

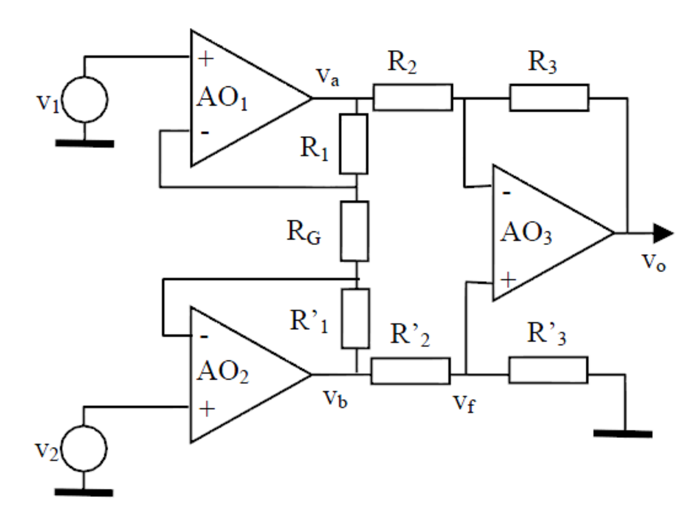


Figura 81. Configuración básica del amplificador de instrumentación.

Imagen tomada de José María Drake Moyano, Modelo del amplificador operacional real. "Instrumentación electrónica de comunicaciones"

Analizando:

$$\frac{V_a - V_1}{R_1} = \frac{V_1 - V_2}{R_G} = \frac{V_2 - V_b}{\grave{R}_1}$$

$$\frac{V_b - V_f}{\grave{R}_2} = \frac{V_f}{\grave{R}_3}$$

$$\frac{V_a - V_f}{R_2} = \frac{V_f - V_b}{R_3}$$

$$V_0 = -V_1\left(\frac{\grave{R}_1}{R_G}\,\frac{\grave{R}_3}{\grave{R}_1+\grave{R}_1}\,\frac{R_2+R_3}{R_2} + \frac{R_1+R_G}{R_G}\,\frac{R_3}{R_2}\right) + \left(\frac{\grave{R}_3}{R_G}\,\frac{R_G+\grave{R}_1}{\grave{R}_3+\grave{R}_2}\,\frac{R_2+R_3}{R_2}\,\frac{R_1}{R_G}\,\frac{R_3}{R_2}\right)$$

En la figura 82 se muestra el símbolo que suele utilizarse para representar este tipo de amplificador de instrumentación.

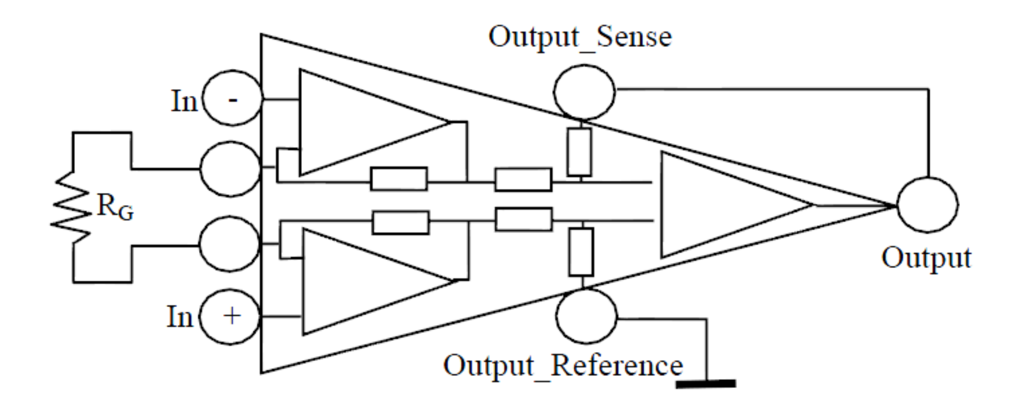


Figura 82. Símbolo utilizado para el amplificador de instrumentación.

Imagen tomada de José María Drake Moyano, Modelo del amplificador operacional real. "Instrumentación electrónica de comunicaciones"

Se debe observar que el símbolo que representa la resistencia RG es externo al amplificador y es el elemento con el que el diseñador fija la ganancia diferencial del amplificador. El terminal Output_Reference y Output_Sense permiten introducir dos resistencias (una de ellas ajustable) para maximizar el CMRR en el caso que se requiera. Así mismo, estos terminales pueden utilizarse para compensar los errores que podrían introducir los cables hasta la carga cuando éstos son largos.
Es posible controlar la ganancia de un amplificador de instrumentación mediante una red de resistencias cuya topología se puede seleccionar digitalmente. Este tipo de amplificador se denomina *Amplificador de Instrumentación de Ganancia Programable*. La red de resistencias tiene una topología "ladder" simétrica y accionando los conmutadores complementarios se puede controlar la ganancia del amplificador.

3.2.4.1. Especificación de un amplificador de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación han sido desarrollados para ser utilizados en sistemas de instrumentación en los que las características de operación son críticas. Las características de los amplificadores de instrumentación pueden optimizarse si se diseñan como circuitos integrados, ya que en este caso, el fabricante puede garantizar el diseño de los elementos críticos, haciendo que tengan valores precisos y que las relaciones entre las características de elementos emparejados tengan razones muy exactas, justo tal como se requiere en el diseño. La precisión y estabilidad de los amplificadores de instrumentación se realiza a costa de limitar su flexibilidad. Son amplificadores que han sido diseñados para ser utilizados únicamente como amplificadores, pero a cambio de ello, proporcionan unas características excepcionalmente buenas, y además pueden utilizarse sin necesidad de

conocer con detalle su diseño interno y con sólo interpretar su especificación externa. Un ejemplo es el usado en el proyecto de laboratorio de construcción de un electrocardiógrafo, el amplificador de instrumentación AD620. [8]

3.2.5. Resumen de subcapítulo

Los amplificadores operacionales son pieza fundamental para cualquier sistema de bioinstrumentación, sus variadas configuraciones permiten que sean usados para diferentes funciones. Siendo las más comunes el filtrado, acople de impedancias, o la amplificación de las pequeñas señales de biopotenciales. Para esta última el esquema más utilizado es el amplificador de instrumentación, del cual hay que destacar que hoy en día existen dispositivos que además de poseer un alto CMRR, permiten que la ganancia sea controlada por medio de un solo resistor RG, como es el caso del AD620 o el INA114. Ambos amplificadores serán usados para la construcción de los sistemas expuestos en los proyectos.

REFERENCIAS

[1] José María Drake Moyano, *Modelo del amplificador operacional real.*
"Instrumentación electrónica de comunicaciones"
Dpto. de Electrónica y Computadores
Universidad de Cantabria
Santander, 2005. Pág.: 1-2

[2] Gustavo A. Ruiz Robredo, *El amplificador diferencial*, *"Electrónica básica para ingenieros"*. Tema 6. Pág.: 101-105.

[2] Gustavo A. Ruiz Robredo, *El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas*, *"Electrónica básica para ingenieros"*. Tema 8. Pág.: 142.

[3] Gustavo A. Ruiz Robredo, *El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas*, *"Electrónica básica para ingenieros"*. Tema 8. Pág.: 142.

[4] Gustavo A. Ruiz Robredo, *El amplificador operacional: Fundamentos y aplicaciones básicas*, *"Electrónica básica para ingenieros"*. Tema 8. Pág.: 143.

[5] Richard Aston, *Biopotencial amplifiers*
"Principles of Biomédical Instrumentation and Measurement"
Merrill Publishing Company, Pág.: 149-150.

[6] Richard Aston, *Biopotencial amplifiers*
"Principles of Biomédical Instrumentation and Measurement"
Merrill Publishing Company, Pág.: 152-153.

[8] José María Drake Moyano, *El amplificador de instrumentación.*
"Instrumentación electrónica de comunicaciones"
Dpto. de Electrónica y Computadores
Universidad de Cantabria
Santander, 2005. Pág.: 1-6.

3.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS

Los instrumentos médicos mencionados previamente en otros apartados de este libro, deben poseer unas características específicas que les permitan competir dentro del mercado. Son muchas las consideraciones que se realizan previamente a la compra de cualquier equipo médico, que van desde la calidad de la información que entrega, hasta el precio que posee el equipo. Por lo cual no siempre la elección será el de mejor calidad, o el de menor precio. Entonces los fabricantes deben ofrecer equipos que presenten un equilibrio entre ambas cosas, y además exhibir otra serie de características que diferencien su producto del de los demás. En el presente subcapítulo se mencionará brevemente las características generales que posee un equipo biomédico, y así poder obtener una idea de lo que involucra su diseño y construcción.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.3.1. Exactitud

La exactitud se define como la capacidad de un instrumento de medir un valor cercano al valor de la magnitud real. Por ello y debido a que las señales de biopotenciales son comúnmente pequeñas, la exactitud se convierte en uno de los parámetros más importantes que debe poseer un equipo biomédico. Esto significa que dicho instrumento debe ser capaz de proporcionar medidas lo más cercano posible del valor real de la magnitud a medir. Si se realiza una serie sucesiva de mediciones, no se mide el error de cada una, sino la distancia a la que se encuentra la medida real de la media de todas las mediciones. En el caso de el ECG la magnitud de la señal medida se encuentra entre 0.4-5 mV, y los electrocardiógrafos generalmente poseen una ganancia de 1000, entonces en una serie de mediciones la magnitud de la señal registrada no puede ser mayor a 5V o menor de 400mV, si esto no se logra es necesario realizar una calibración del instrumento.

3.3.2. Rango

En los sistemas fisiológicos, los parámetros medibles cubren un amplio rango. Voltajes desde 1 uV a muchos milivoltios, y hasta miles de voltios de carga estática. Rangos de frecuencia que van desde niveles dc hasta los 20Khz. El rango dinámico de las amplitudes del sonido se encuentra entre los 100dbs y aun mayores. Los rangos de presión van desde 0, mmHg hasta aproximadamente 1000mmHg. El rango del flujo de fluidos aumenta hasta 25 litros por minuto y el flujo de aire hasta los 600 litros por minuto. La tabla 6 muestra

los rangos de las medidas biomédicas más comunes, además del tipo de transductor utilizado para obtener la señal.

Measurement	Range	Frequency, Hz	Method
Blood flow	1 to 300 mL/s	0 to 20	Electromagnetic or ultrasonic
Blood pressure	0 to 400 mmHg	0 to 50	Cuff or strain gage
Cardiac output	4 to 25 L/min	0 to 20	Fick, dye dilution
Electrocardiography	0.5 to 4 mV	0.05 to 150	Skin electrodes
Electroencephalography	5 to 300 μV	0.5 to 150	Scalp electrodes
Electromyography	0.1 to 5 mV	0 to 10000	Needle electrodes
Electroretinography	0 to 900 μV	0 to 50	Contact lens electrodes
pH	3 to 13 pH units	0 to 1	pH electrode
pCO_2	40 to 100 mmHg	0 to 2	pCO_2 electrode
pO_2	30 to 100 mmHg	0 to 2	pO_2 electrode
Pneumotachography	0 to 600 L/min	0 to 40	Pneumotachometer
Respiratory rate	2 to 50 breaths/min	0.1 to 10	Impedance
Temperature	32 to 40 °C	0 to 0.1	Thermistor

Tabla 6. Rangos de las medidas médicas más comunes

Imagen tomada de http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/bio1/notasBio.htm

3.3.3. Seguridad

Otro de los aspectos más importantes en cuanto a medición de parámetros fisiológicos es la seguridad del paciente durante el estudio. En el caso del electrocardiógrafo, un instrumento profesional debe poseer dos tipos de protección, una protección para el paciente que lo aisle de cualquier posible descarga de la red eléctrica, y por otro lado protección contra altos voltajes, en la mayoría de los instrumentos se logra mediante el uso de un amplificador de aislamiento. Este último tipo de protección es de mucha importancia, ya que como es conocido, usualmente el ECG es conectado a pacientes en estado crítico, y si llegara a ser necesario el uso de un desfibrilador sobre el paciente, el ECG debe estar aislado apropiadamente, de lo contrario los grandes voltajes del desfibrilador dañarían el equipo inmediatamente. En el caso de sistemas radiológicos, es de gran importancia el control de los niveles a los que son expuestos los pacientes y evitar cualquier tipo de reacción secundaria luego del estudio.

3.3.4. Relación señal a ruido

La relación señal a ruido, es la diferencia en dB entre el nivel de la señal útil, y el nivel de ruido. [1] Entonces cuando se diseña y construye cualquier equipo médico es necesario que dicha relación sea baja. Es necesario luego el uso de técnicas de procesamiento, por ejemplo para el registro de potenciales evocados dentro del EEG la técnica tradicional usada para su extracción es la promediación, esta técnica supone que el PE y el EEG son estadísticamente independientes y que el PE está sincronizado con el estímulo. Las desventajas de la promediación es que se necesita gran número de estimulaciones para obtener un solo PE promedio., lo cual fatiga, y molesta el paciente y no permite el estudio de la variabilidad de los PE de estímulo a estímulo. [2]

3.3.5. Invasivo – No invasivo

Este aspecto refiere mas a la comodidad del paciente, en lo posible se debe buscar un sistema que no sea invasivo. Aunque en algunos casos se obtienen lecturas mucho mejores de manera invasiva, es usual que los pacientes se quejen si esto es así. En técnicas como la obtención de EMG el procedimiento a pesar de ser invasivo no supone una molestia para el paciente, puesto que se realiza a través de electrodos aguja, caso contrario sucede cuando es necesario realizar abrasión en la piel, pero siempre se busca que realizar dicha abrasión sea el último recurso para la toma de la señal.

3.3.6. Costos

Este es un aspecto que en ocasiones determina la adquisición de uno u otro equipo. Los dispositivos más avanzados son en extremo costosos, algunos superan los cientos de miles de dólares, por lo que su adquisición es una decisión generalmente de la junta del establecimiento médico. En ese caso no hay realmente mucho que hacer, puesto que el fabricante de la tecnología es una sola empresa, y el conocimiento para su fabricación es guardado celosamente, y además son protegidos sus derechos a través de patentes. Pero es distinto cuando son piezas de menor tecnología, es entonces cuando entran a concursar diversas empresas, en el caso de un ECG resulta en ocasiones menos costoso, tecnología importada, puesto que son fabricadas en gran número, pero en otras es menos costoso los equipos fabricados nacionalmente, ya que los materiales para su construcción son más económicos y en últimas la señal que se puede obtener no difieren tanto la una de la otra.

3.3.7. Resumen de subcapítulo

Aunque expuesto brevemente, se debe tener siempre presente la calidad del instrumento bajo construcción, además de las características básicas que debe poseer. Un equipo biomédico debe poseer una gran exactitud para que la señal que se obtiene luego de la medida sea lo más cercana posible al valor real, y asa poder ofrecer un diagnóstico coherente. Por otro lado debe poseer un rango de medidas acorde con la señal a medir, ya que si ofrece un rango mayor del necesario la exactitud del dispositivo disminuye. Como los dispositivos biomédicos funcionan en base a variables fisiológicas, estos en gran parte están conectados por algún medio al paciente, por lo que además debe incluir dispositivos de seguridad, contra descargas de la red eléctrica, como de otros dispositivos acoplados al sistema, como por ejemplo un desfibrilador conectado a un sistema ECG. Otro aspecto importante es que la relación señal a ruido sea baja, para que la señal obtenida sea lo más útil posible para diagnóstico, generalmente se usan sistemas o programas de procesamiento para mejorar dicha relación. Otro aspecto a considerar es si el dispositivo será invasivo o no invasivo, en lo posible se prefiere no invasivo por comodidad del paciente. Los costos es también un factor relevante, puesto que determina la adquisición de uno u otro dispositivo, es entonces cuando el diseñador, debe considerar y analizar cómo obtener un dispositivo con grandes prestaciones, disminuyendo costos de construcción y/o de comercialización.

REFERENCIAS

[1] http://www.irco.net/catalogo/esp/pdf/APTEC-Se%C3%B1al_Ruido_esp.pdf

[2] http://prof.usb.ve/tperez/investigacion/cancelacion/pe/PECancelac.htm

3.4. SENSORES

Un sensor biomédico toma una señal que representa una variable biomédica para convertirla en una señal eléctrica, es decir sirven como interfaz entre un sistema biológico y un sistema electrónico. Debido a esto último, es muy importante que los sensores no afecten ninguno de los dos sistemas. Muchos tipos de sensores pueden ser usados en el área de la biomédica, pero los más importantes son los conocidos como físicos, electroquímicos, y ópticos. En el caso de sensores físicos son usados para medir variables geométricas, mecánicas, térmicas e hidráulicas, que en aplicaciones biomédicas incluyen parámetros como presión sanguínea, flujo de sangre, desplazamiento muscular y crecimiento de huesos. Los sensores electroquímicos por otro lado identifican cantidades de algún compuesto, o monitorean las actividades químicas en el cuerpo para diagnóstico y aplicaciones terapéuticas. Las composiciones químicas pueden ser medidas usando diversas técnicas, y son especialmente útiles en medidas biomédicas asociadas con el sistema respiratorio. En los sensores ópticos por otro lado las señales que se transmiten y detectan son luminosas. En el presente capitulo se presentan algunos de los principales tipos de sensores, y se mencionara brevemente sus usos en el área de la biomédica.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.4.1. Sensores Físicos

En la tabla 1, se muestran las variables biomédicas que miden este tipo de sensores. Aquí se puede observar que existen variables de medición que no necesariamente están relacionadas con sistemas biomédicos, pero aun así, los sensores usados para la medición de una u otra variable son en esencia muy similares. Entonces un sensor de desplazamiento puede ser usado tanto para medir el desplazamiento del músculo cardiaco durante un latido, como para medir el desplazamiento de un brazo robótico. Pero existe, sin embargo una excepción en la similitud de dichos sensores, el empaquetamiento y la forma como esta adjunto al sistema medido. En aplicaciones no biomédicas, los sensores generalmente deben ser protegidos, debido al ambiente hostil donde se encuentran, a diferencia de cuando son usados para aplicaciones biomédicas donde son usados en ambientes controlados y seguros, por lo que su empaquetamiento no es realmente necesario. La siguiente excepción, tiene que ver con las medidas de fluidos como la presión sanguínea, ya que se deben tener cuidados especiales. Por esta razón es que han surgido sensores especiales y sistemas de instrumentación que pueden llegar a variar en gran medida con aquellos que miden variables no biológicas. [1]

Physical Quantity	Sensor	Variable Sensed
Geometric	Strain gauge	Strain
	LVDT	Displacement
	Ultrasonic transit time	Displacement
Kinematic	Velocimeter	Velocity
	Accelerometer	Acceleration
Force-Torque	Load cell	Applied force or torque
Fluidic	Pressure transducer	Pressure
	Flow meter	Flow
Thermal	Thermometer	Temperature
	Thermal flux sensor	Heat flux

Tabla 7. Variables físicas y sensores

Tabla tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005
Cap. (47): p. 872.

3.4.2. Sensores de desplazamiento lineal y angular

3.4.2.1. Sensor de resistencia variable

Es uno de los más sensores más simples, la variación de la resistencia entre dos terminales de este dispositivo se relaciona con el desplazamiento lineal o angular, similar al control de volumen de un dispositivo electrónico. Estos sensores se pueden conectar a circuitos donde se mida variaciones de resistencia, como un óhmetro, o pueden ser usados como parte de un circuito que provee un voltaje que es proporcional al desplazamiento, entre este tipo de circuitos se incluye el divisor de voltajes. Es un sensor simple y puede ser usado para medir grandes desplazamientos. [2]

3.4.2.2. Extensómetro

Otro sensor basado en un cambio de resistencia eléctrica. Si un conductor largo y estrecho, como un trozo de hoja metálica, es estirado dentro de su límite de elasticidad, aumentará en longitud y verá reducida su área transversal. Debido a que la resistencia eléctrica entre ambos extremos de esta hoja viene dada por:

$$R = \rho \frac{l}{A}$$

Donde ρ es la resistividad eléctrica del material, l es la longitud, y A es su área transversal, este estiramiento causa un aumento en la resistencia. El cambio de longitud puede ser solo pequeño para cuando la hoja es mantenida dentro de su límite de elasticidad, por lo que el

cambio en la resistencia eléctrica también será pequeño. La sensibilidad relativa de este dispositivo viene dada por el factorγ, que es definido como:

$$\gamma = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l}$$

Donde ΔR es el cambio en la resistencia cuando la estructura es estirada por la cantidad Δl. [3]

3.4.3. Sensores inductivos

3.4.3.1. Inductancia mutua

La variación de la inductancia entre dos bobinas permite la creación de otro sensor de desplazamiento, con dos bobinados que son coaxiales pero con diferentes separaciones. Conduciendo una señal AC sobre una de las bobinas y midiendo el voltaje inducido en la segunda bobina, este último representaría qué tan lejos están una bobina de la otra. Cuando éstas están cerca, la inductancia mutua será grande, por lo que un gran voltaje será inducido en la segunda bobina; cuando las bobinas están bien separadas, la inductancia mutua será mucho menor, al igual que el voltaje inducido. La relación que hay entre la inductancia mutua y el voltaje inducido es definido por la geometría específica de las bobinas, y en general no es una relación lineal a menos que el cambio en la separación de las bobina sea relativamente pequeño. [4]

3.4.3.2. Reluctancia Variable

El sensor de reluctancia variable consta de una bobina simple o dos bobinas que están acopladas de tal forma que permiten que una alta reluctancia se mueva dentro o hacia fuera de la bobina simple, o sobre el eje de las bobinas acopladas. Debido a que la posición de los materiales básicos determina el número de fluctuaciones que ocurren a través de ella o ellas, esta pueda llegar afectar a la auto inductancia o inductancia mutua que existe en las bobinas. Es uno de los métodos más simples para la medida de desplazamientos, pero las características son generalmente no lineales, y el sensor no posee una gran precisión. [5]

3.4.3.3. Transformador Diferencial Variable Lineal

Es el sensor basado en inductancias más utilizado. Este dispositivo provee un voltaje de salida AC proporcional al desplazamiento de su núcleo que pasa a través de sus arrollamientos. Los LVDTs, figura 83, proveen una salida lineal para pequeños desplazamientos mientras el núcleo permanezca dentro del bobinado primario. Es muy parecido a cualquier otro transformador, el cual consta de un bobinado primario, bobinado secundario, y un núcleo magnético. Una corriente alterna, conocida como la señal portadora, se aplica en el bobinado primario. Dicha corriente AC en el bobinado primario produce un campo magnético variable alrededor del núcleo. Este campo magnético induce un voltaje AC en el bobinado secundario el cual se encuentra cerca del núcleo. Como en cualquier transformador, el voltaje de la señal inducida en el bobinado secundario es una relación lineal del número de espiras. La relación básica del transformador es:

$$\frac{Vout}{Vin} = \frac{Nout}{Nin}$$

Siendo: *Vout*, voltaje de salida. *Vin*, voltaje de entrada. *Nout*, numero de espiras en el bobinado secundario. *Nin*, numero de espiras en el bobinado primario.

Como el núcleo se desplaza, el número de espiras expuestas en el bobinado secundario cambia en forma lineal. Por lo tanto la amplitud de la señal inducida cambiará también linealmente con el desplazamiento.

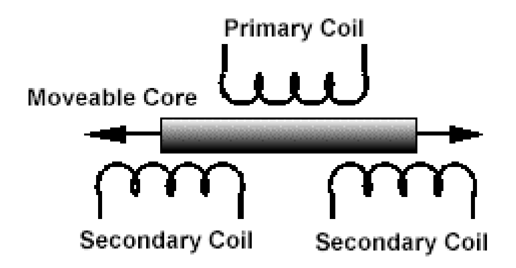


Figura 83. LVDT

Imagen tomada de www.ee.unb.ca

3.4.3.4. Sensores capacitivos

Además de poder basarse en medidas de inductancia, existen sensores de desplazamiento con base en medidas de capacitancia. Su principio de operación es la capacitancia de un capacitor de placas paralelas, que viene dado por:

$$C = \in \frac{A}{d}$$

Donde ∈ es la constante dieléctrica del medio entre las dos places, *d* es la separación entre las placas y A es el área transversal de las mismas. Cada una de estas cantidades puede ser variada para lograr un transductor de desplazamiento, si se mueve una de las placas con respecto a la otra, la capacitancia variara inversamente con respecto a cuanto sea movida. Este caso entrega una característica hiperbólica de desplazamiento de capacitancia. Sin embargo si se mantiene constante la separación de las placas, y estas son desplazadas lateralmente una respecto a la otra, el área de cambios se traslapa, lo que produce una característica de desplazamiento de capacitancia que puede ser lineal, dependiendo de la forma de las mismas placas. La otra forma de medir el desplazamiento con un transductor de capacitancia es teniendo fijo el capacitor de placas paralelas con una película de material dieléctrico que posea una constante dieléctrica diferente de la del aire que existe entre las placas. La constante dieléctrica del capacitor dependerá de que tanto de la película hay entre las placas y que tanto de la región entre las placas está ocupada solo por aire. Esto también, puede conllevar a un transductor con características lineales. La circuitería electrónica para medir la capacitancia variable es en esencia la misma que puede ser usada para cualquier medida de capacitancias. [6]

3.4.3.5. Sensores sónicos y ultrasónicos

Cuando la velocidad del sonido de un medio es constante, es posible medir el tiempo de propagación que le toma a una corta ráfaga en propagarse desde la fuente a un receptor, el cual será proporcional entre los dos transductores. Dicho tiempo viene dado por:

$$d = c\,T$$

Donde *c* es la velocidad del sonido en el medio, *T* el tiempo de transito y *d* es el desplazamiento. Para un sensor sónico o ultrasónico la circuitería que lo acompaña desempeña tres roles:

1. Generación de la ráfaga sónica u ultrasónica.
2. Detección de la ráfaga recibida.
3. Medida del tiempo de propagación de la ráfaga.

Este sistema presenta la ventaja de que ambos transductores están acoplados solo sónicamente, no hay conexión física entre ellos. [7]

3.4.4. Medición de velocidad

Como la velocidad es la derivada en el tiempo del desplazamiento, es posible el uso de los sensores de desplazamiento mencionados para medir la velocidad, si las señales son pasadas a través de un circuito diferenciador. Sin embargo es posible medir la velocidad directamente con dos métodos, *inducción magnética y ultrasonido Doppler*.

3.4.4.1. Inducción magnética

Si un campo magnético que atraviesa una bobina conductora varia con el tiempo, un voltaje en la bobina es proporcional a la variación del tiempo del campo magnético. Dicha relación viene dada por:

$$v = N\frac{d\emptyset}{dt}$$

Donde v es el voltaje inducido en la bobina, N el numero de arrollamientos en la bobina, y $\emptyset$ es el total de flujo magnético que atraviesa la bobina (producto entre la densidad de flujo y el área entre la bobina). La forma más fácil de aplicar el método es acoplar un pequeño imán permanente a un objeto cuya velocidad quiere ser medida, y acoplar una bobina cerca que servirá como referencia en contra de la cual será medida la velocidad. Siempre que se mantenga en movimiento el objeto, un voltaje será inducido, el cual estará relacionado con la velocidad del movimiento del objeto. La relación exacta será determinada por la distribución del campo para el imán en particular y la orientación de este con respecto a la bobina. [8]

3.4.4.2. Ultrasonido Doppler

La variación de frecuencia que existe entre una onda electromagnética cuando ésta es transmitida desde un transmisor y es recibida por el receptor, es conocida como el cambio Doppler, y viene determinado por:

$$f_d = \frac{f_0 u}{c}$$

Donde f_d es el cambio de frecuencia Doppler, f_0 es la frecuencia de la onda transmitida, u es la velocidad relativa entre el transmisor y el receptor, y c es la velocidad del sonido en el medio. En aplicaciones biomédicas este principio puede ser usado en el velocímetro Doppler. Si no hay movimiento relativo entre los dos transductores, la frecuencia de la señal en el receptor es la misma que la del transmisor, pero si existe un movimiento, la frecuencia variará de acuerdo á este. [9]

3.4.5. Acelerómetros

Como la aceleración es la derivada en el tiempo de la velocidad, es posible medirla tanto con sensores de desplazamiento como los de velocidad, si luego las señales captadas por estos son procesadas a través de circuitos diferenciadores. Sin embargo existen otros sensores que permiten medir directamente el valor de la aceleración, y están basados en la segunda ley de Newton y la ley de Hooke. La figura 84 muestra la estructura fundamental del dispositivo. Una masa de valor conocido es acoplada a un soporte por medio de un elemento elástico. Como la estructura es acelerada en la dirección del elemento elástico, una fuerza es aplicada al elemento de acuerdo a la segunda ley de Newton. La fuerza causa que el elemento elástico se distorsione de acuerdo a la ley de Hooke, lo que resulta en el desplazamiento de la masa con respecto al acelerómetro del soporte. La relación entre dicho desplazamiento y la aceleración es encontrada por medio de la combinación de la ley de Newton y la de Hooke así:

$$a = \frac{k}{m}x$$

Donde x es el desplazamiento medido, m la masa conocida, k la constante de estiramiento del elemento elastico, y a es la aceleracion.

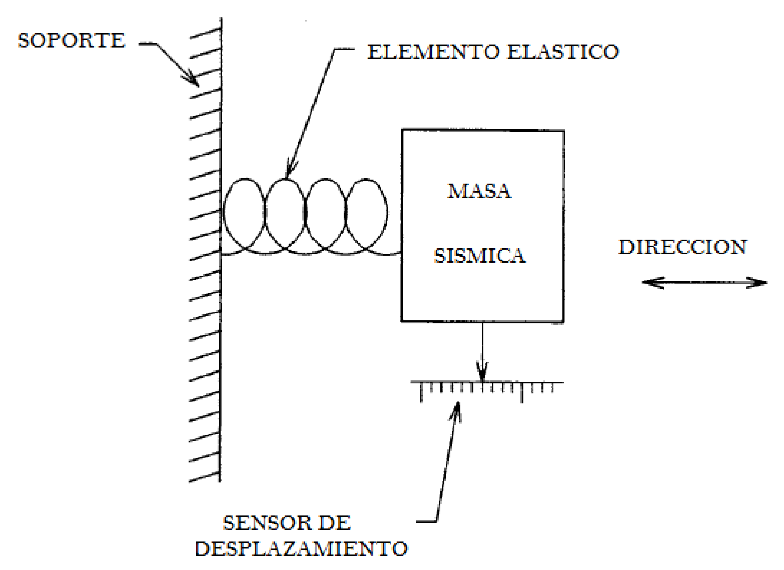


Figura 84. Estructura de un acelerómetro

Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005 Cap. (47): p. 878.

Otro tipo de acelerómetro es aquel que usa un sensor piezoeléctrico, tanto como sensor desplazamiento como elemento elástico. Este sensor genera una señal eléctrica que se relaciona con el cambio dinámico de la forma del material piezoeléctrico mientras una fuerza es aplicada, ésto explica porqué materiales dieléctricos solo pueden medir fuerzas variantes en el tiempo. Por lo tanto este tipo de sensores son mejores para medir variaciones en la aceleración, que para medir aceleraciones constantes. Su principal ventaja en la biomédica es que pueden ser construidos en formas muy pequeñas. [10]

3.4.6. Medición de Fuerza

Para medir la fuerza es necesario convertir ésta en un desplazamiento, que luego será medido por un sensor de desplazamiento. Si se aplica una fuerza sobre un material que posea propiedades elásticas, y con esta se logre que dicho material se distorsione, es posible medir la distorsión por medio del uso de un sensor de desplazamiento. Un sensor de fuerza común es la *célula de carga*, la cual consiste en un bloque de material con una constante de elasticidad conocida, a la cual está acoplada un extensómetro. Si se aplica una fuerza al material de la célula de carga, que produzca una deformación de ésta, dicha variación puede ser medida por el extensómetro. Si se aplica la ley de Hooke, se encuentra que la deformación es proporcional a la fuerza aplicada.

La célula de carga más comúnmente utilizada hoy en día es la galga extensométrica. Como su nombre implica, estas son células de carga utilizan una matriz de galgas para medir la deformación de un componente de una estructura y convertirla en una señal eléctrica. [11]

3.4.7. Medición de variables dinámicas de fluidos

Las variables más difíciles de medir en aplicaciones biológicas son el flujo y la presión de un fluido, tanto para gases como líquidos, esto se debe a su interacción con el sistema biológico y por problemas de estabilidad. Pero son sin duda muy importantes en aplicaciones biomédicas por lo que se debe mencionar cuales son los sensores que frecuentemente se usan para medir dichas variables.

3.4.7.1. Medición de presión

Las presiones del cuerpo, tales como la sanguínea pueden ser medidas con dispositivos como el mostrado en la figura 85, este consta de un fluido alojado en una cámara con un diafragma flexible en una porción de la pared del dispositivo, es decir mantiene uno de sus lados a presión atmosférica. Este fluido es acoplado al fluido que va a ser medido. Si existe una presión a través del diafragma, este se deformará y esta deformación puede ser medida por un sensor de desplazamiento. En la figura 85, el sensor de desplazamiento consiste en cuatro cables de fino calibre adjuntos entre una estructura acoplada entre el diafragma y el soporte del sensor, de tal forma que estos cables sirven como extensómetros. Si una presión es aplicada al diafragma dos de estos cables se extenderán una pequeña porción, mientras los otros dos se encogerán la misma cantidad que los otros se extendieron. Cuando se conectan estos cables a un circuito puente, se obtiene un voltaje proporcional a la deflexión del diafragma, por consiguiente la presión puede ser obtenida.

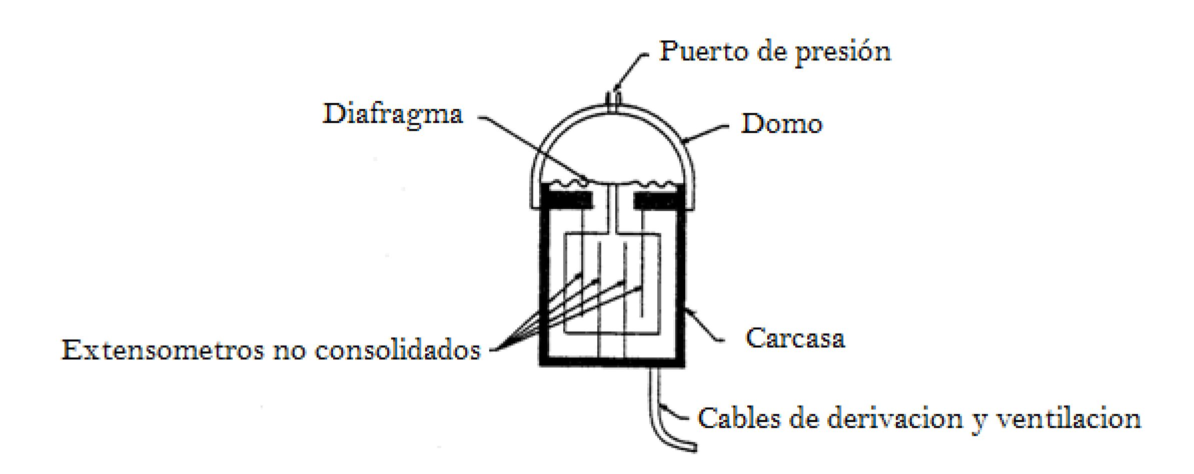


Figura 85. Estructura de un medidor de presión basado en extensómetros.

Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005
Cap. (47): p. 879.

La tecnología de semiconductores está siendo utilizada para obtener sensores de presión de pequeño tamaño, a base de silicio haciendo su construcción económica, por lo que estos sensores pueden ser desechables. Esto permite que el sensor se use en un paciente y pueda ser desechado luego de su uso, lo que hace innecesario una esterilización del dispositivo. Gracias a esto es posible minimizar el contagio de enfermedades que se transmiten a través de la sangre, cuando el sensor está acoplado directamente a la sangre del paciente, para la medición directa de la presión sanguínea.
Cuando se usan este tipo de sensores es necesario acoplar la cámara que contiene el diafragma directamente a la sangre o el fluido que va a ser medido, esto frecuentemente se hace por medio de un pequeño tubo flexible conocido como catéter, que puede tener un extremo alojado en una arteria, mientras el otro es conectado al sensor. El catéter es llenado con soluciones fisiológicas salinas para que la presión arterial se acople al diafragma. Este método es el más usado en prácticas clínicas, pero tienen el inconveniente de que el mismo catéter puede afectar la medición, por ejemplo, este debe permanecer en el mismo nivel vertical en ambos extremos, para evitar que se cree una presión de offset causada por efectos hidrostáticos. [12]

3.4.7.2. Medidor de flujo electromagnético

Operan basados en la ley de Faraday de inducción electromagnética, la cual establece que un voltaje es inducido cuando un conductor es movido a través de un campo magnético.

En el campo de la biomédica es el más utilizado, el medidor de flujo de la figura 86, dicho dispositivo consiste de un medio para generar un campo magnético transversal al vector de flujo en un vaso sanguíneo.

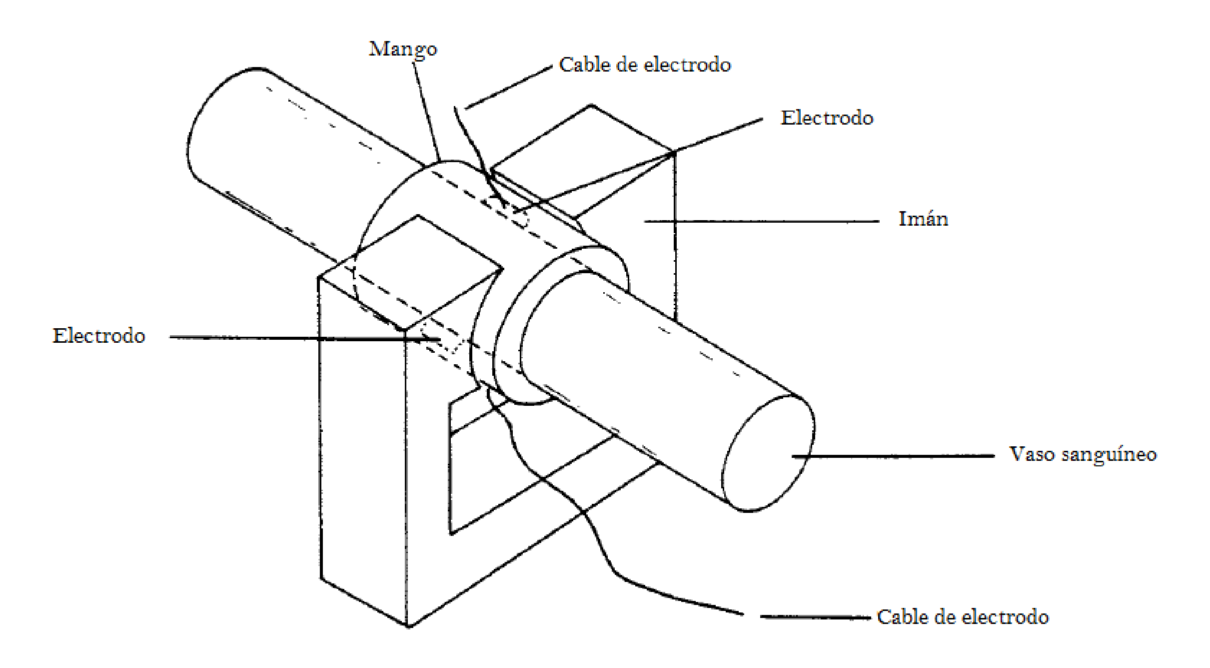


Figura 86. Estructura fundamental de un medidor de flujo electromagnético.

Imagen tomada y modificada de, John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005 Cap. (47): p. 880.

Un par de electrodos de biopotencial muy pequeños son acoplados a la pared del vaso de tal forma que el diámetro entre ellos tenga los ángulos correctos en dirección al campo magnético. A medida que la sangre fluye, el hierro en ella se desvía hacia alguno de los electrodos debido al campo magnético, entonces el voltaje a través de los electrodos es dado por:

$$v = Blu$$

Donde B es el campo magnético, l es la distancia entre los electrodos, y u es el promedio de la velocidad del fluido que cruza por el vaso. Es posible obtener el volumen de flujo que atraviesa el vaso, si el sensor restringe el flujo de este a un diámetro especifico, por lo que su área transversal será conocida, entonces para saber el volumen del flujo basta multiplicarlo por la velocidad de este para obtenerlo. [13]

3.4.8. Temperatura

3.4.8.1. Termistores

Poseen una característica no lineal, y es hecho a base de elementos semiconductores que poseen una relación inversa entre resistencia y temperatura. Su resistencia en función de la temperatura está dada por:

$$R = R_0 e^{\beta\left[\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right]}$$

Donde β es una constante determinada por los materiales de que esta hecho el termistor. Existen tres formas que son comunes para el uso en prácticas biomédicas, las cuales son: el talón, el disco, y la forma de barra, figura 24.

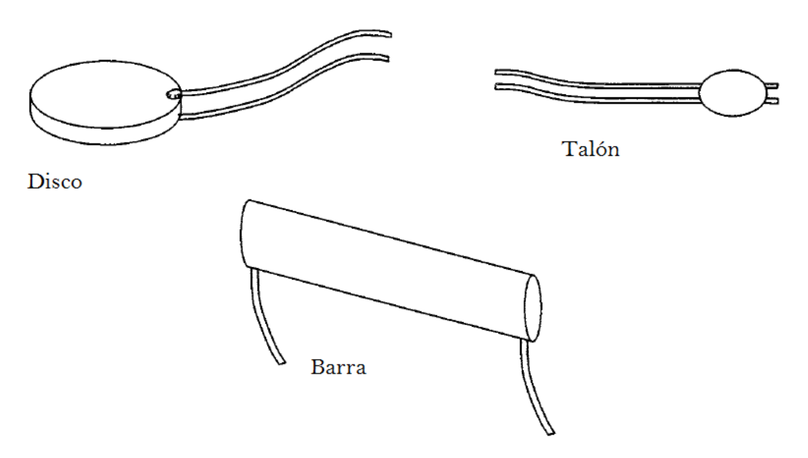


Figura 87. Formas comunes de termistores.

Imagen tomada y modificada de, John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005
Cap. (47): p. 883.

Estos dispositivos están fabricados de una gran variedad de elementos semiconductores, que van desde el silicio hasta el germanio, a mezclas de varios óxidos metálicos semiconductores. Los elementos semiconductores elegidos para fabricar un termistor deben tener una alta sensibilidad y además una gran estabilidad. [14]

3.4.8.2. Termocuplas

Si un conductor eléctrico posee regiones diferentes expuestas a diferentes temperaturas, se crea un potencial eléctrico entre dichas regiones que se relaciona directamente a las diferencias de temperatura. Este es un fenómeno conocido como *efecto Seebeck*[17], figura 88, y puede ser usado para la fabricación del sensor de temperatura conocido como *termocupla*. Para su fabricación un cable o aleación metálica A es conectado a otro B, como se muestra en la figura 89.

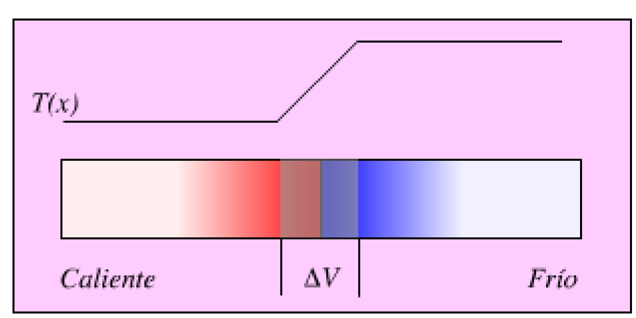


Figura 88. Coeficiente Seebeck

Imagen tomada de
http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap3lecc8.htm

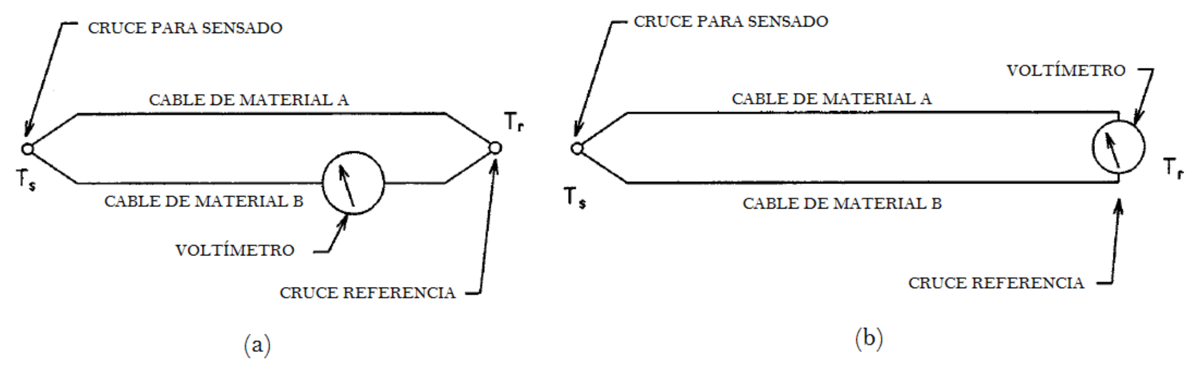


Figura 89. Arreglo circuital para una termocupla mostrando el dispositivo para medida de voltaje, el voltímetro, que interrumpe, (a) uno de los cables de la termocupla, y (b) el cruce de referencia.

Imagen tomada y modificada de, John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomédical Sensors, "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005 Cap. (47): p. 884.

[17] Consiste en la aparición de una diferencia de potencial entre dos puntos de un conductor eléctrico que se encuentra de manera simultánea a diferentes temperaturas. El efecto Seebeck es solamente un efecto termoeléctrico que convierte calor en electricidad.

En estos dispositivos uno de los cruces es llamado cruce para sensado, y el otro cruce referencia. Si estos cruces están a diferentes temperaturas, un voltaje proporcional a dicha diferencia será mostrado en el voltímetro si los metales A y B poseen diferentes coeficientes Seebeck[18]. Dicho voltaje es aproximadamente proporcional a la diferencia de temperatura y puede ser representado sobre las pequeñas variaciones de temperatura en aplicaciones biomédicas, por medio de la ecuación:

$$V = S_{AB}(T_S - T_R)$$

Donde S_{AB} es el coeficiente de Seebeck para la termocupla. Aunque la anterior ecuación es una aproximación razonable, datos más exactos pueden ser encontrados en tablas de voltajes en función de la diferencia en temperatura. En algunas aplicaciones el voltímetro está localizado en el cruce referencia, y se usa un termómetro externo, como el de mercurio en vidrio, para medir la diferencia de temperatura. Los voltajes generados por las termocuplas son generalmente muy pequeños (del orden de microvoltios por grado C), por lo tanto para medidas biomédicas, donde solo existen pequeñas variaciones de temperatura entre el cruce de sensado y de referencia, es necesario el uso de amplificadores sensibles para medir dichos potenciales. [15]

3.4.9. Aplicaciones Biomédicas de los sensores físicos

Las aplicaciones biomédicas que tienen los sensores físicos son casi ilimitadas, sin embargo las siguientes son las más comunes, por lo que es importante mencionarlas.
Los *extensómetros de metal liquido* son muy útiles en aplicaciones biomédicas, puesto que son mecánicamente "obedientes" y proporcionan una mejor impedancia de acople a los tejidos biomédicos que cualquier otro tipo de extensómetro. La señal que se obtiene de este, puede ser usada para monitorear la respiración en pacientes o animales experimentales. Su ventaja principal es que no interfiere con los movimientos respiratorios del paciente, por lo que no aumenta el esfuerzo para respirar del mismo.

---

[18] El coeficiente de Seebeck para un material homogéneo m, figura 88, esta dado por: $Tm(t) = \lim_{\Delta T \to 0} \frac{\Delta V}{\Delta T}$.
Donde: ΔV: Es la fuerza termoelectromotríz
ΔT: Es la diferencia de temperatura entre dos puntos de un conductor homogéneo.

Por medio del uso de un *medidor de velocidad magnético*, es posible detectar movimientos de respiración, más no el volumen. Colocando un imán en el lado anterior del pecho o abdomen, y una bobina en el lado posterior del pecho, opuesto al imán, se inducen voltajes en la bobina a medida que el pecho se mueve durante la respiración. Este voltaje en si puede ser usado para la detección de movimientos respiratorios, pero si se acopla a un circuito electrónico puede entregar una señal que se relacione con desplazamiento.
Los *LVDTs* son sensores de desplazamiento que pueden ser usados para estudios de la fisiología muscular, donde se quiere medir el desplazamiento de un músculo, o se quiere medir la fuerza isométrica generada por un músculo(con el uso de una célula de carga) y se debe asegurar que no haya movimiento en el músculo. Otro uso que posee este dispositivo es que puede ser incorporado en otros tipos de sensores, como un sensor de presión como el tacodinamómetro. Este último sensor es usado para detectar contracciones uterinas de pacientes en parto o aquellas con riesgo de parto prematuro.
Los *acelerómetros* pueden ser usados en pacientes bajo estudio del estado del sueño. Si uno de estos dispositivos es acoplado en el individuo bajo estudio, es posible la detección de cualquier movimiento que este haga durante dicho estado.
El *medidor de flujo electromagnético* es un método estándar usado en laboratorios fisiológicos, su uso más común es como medidor de volumen cardiaco y de flujo de la sangre. Actualmente existen medidores miniatura de flujo electromagnético invertido, que permiten temporalmente introducir una sonda de prueba dentro de una arteria a través de su lumen[19] para poder lograr medidas médicas.
La medición de temperaturas en el cuerpo por medio del uso de *termistores* como sensor, ha aumentado notablemente en los últimos años. Los tiempos de reacción rápidos de estos sensores hacen posible determinar rápidamente las temperaturas del cuerpo en los pacientes, y así para poder evaluar más pacientes en un determinado periodo. Lo que entonces reduce costos asociados al cuidado médico. Por otro lado su mismo tiempo de reacción rápido, los convierte en un sensor simple que puede ser utilizado para el sensado de la respiración, esto se logra colocando pequeños termistores cerca de la nariz y de la boca, donde se detecta alta temperatura del aire exhalado, y luego dicho registro puede ser documentado y almacenado. [17]

3.4.10. Sensores electroquímicos

Son la segunda gran clase de sensores, y su uso es muy extenso en el área biomédica. Pueden ser usados como un solo dispositivo, por ejemplo en el sensado de los gases en la sangre, o como parte integral de algún otro elemento de sensado. [18] Un sensor electroquímico típico, figura 90, consiste en un electrodo sensor (cátodo) y un contra

[19] Es el espacio interior de una estructura tubular, como una arteria o un intestino. Por extensión también puede ser el espacio interior de un componente o estructura celular. [16]

electrodo (ánodo) separados por una delgada capa de electrolito. El gas que entra en contacto con el sensor reacciona sobre la superficie del electrodo sensor generando una reacción de oxidación o reducción. Los materiales del electrodo, específicamente desarrollados para el gas de interés, catalizan estas reacciones. Una corriente proporcional a la concentración de gas es generada, y puede ser medida para determinar la concentración del gas. [19] Este tipo de sensores han sido clasificados como: sensores conductimétricos y de capacitancia, potenciométricos, y amperométricos. [20]

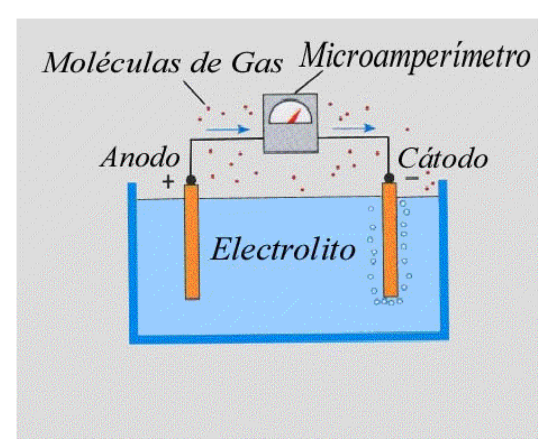


Figura 90. Sensor electroquímico típico

Imagen tomada de http://www.atsintech.com/tablas/ISTBook.pdf

3.4.10.1. Sensores conductimétricos y de capacitancia

Estos dispositivos miden las alteraciones en la conductividad de una solución a voltaje constante causadas por reacciones bioquímicas que específicamente consumen o producen iones. Estos cambios se miden utilizando electrodos de un metal noble en los cuales se inmovilizan los elementos bioactivos. La desventaja que presentan estos sensores es que la alta fuerza iónica de las matrices biológicas dificultan la detección de los cambios de conductividad pequeños causados por una reacción bioquímica. Para solucionar este problema se han creado sensores conductimétricos acoplados a canales iónicos. El funcionamiento de este sistema se basa en el hecho de que la conductancia de un grupo de canales iónicos alineados en una membrana bilipídica, va a ser afectada por la unión del anticuerpo con el antígeno.

3.4.10.2. Sensores potenciométricos

El fundamento teórico de los sensores potenciométricos es establecido por la ecuación de Nernst, basada en la medida de los potenciales eléctricos en materiales o soluciones para calcular la concentración de disoluciones iónicas, y consta básicamente de tres elementos: dispositivo de medida de potencial, electrodo de referencia y el electrodo selectivo a iones a caracterizar. El dispositivo de medida de potencial es el instrumento utilizado para medir el voltaje de la celda que forman el electrodo indicador y de referencia. En realidad es un voltímetro muy sensible que amplifica la débil señal eléctrica que producen los electrodos y permite lecturas de hasta 0.1 mV con gran exactitud. Los electrodos de referencia suelen ser de doble unión o de calomelano respecto a los cuales se miden las variaciones de potencial. Finalmente, los electrodos selectivos a iones como su nombre indica son electrodos sensibles a la presencia de un tipo de ión en la solución y permiten su cuantificación. El término "selectivo' quiere decir que son sensibles a una familia de iones de características similares, pero de entre todos ellos tienen mayor afinidad por uno en concreto. En la Figura 91 se presenta el montaje experimental empleado así como su esquema equivalente eléctrico.

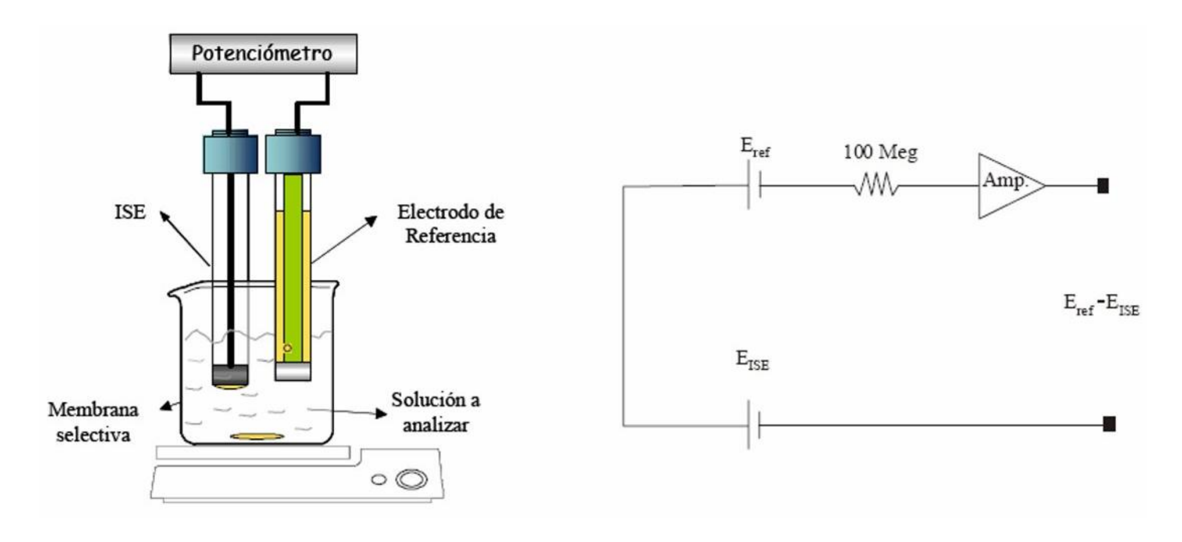


Figura 91. Sensor potenciométrico

Imagen tomada de
http://2.bp.blogspot.com/_m2dYUAA71yM/RmIVgU5MjgI/AAAAAAAAAF0/7mMf83H7Pf0/s1600h/Dibujo9

En los electrodos selectivos a iones (ISEs), la membrana es responsable tanto del reconocimiento selectivo como de la transformación del potencial generado en una señal

eléctrica que puede ser medida, es decir el receptor y el transductor están integrados en un único elemento. El sistema en la Figura 91 actúa como una pila, de forma que al sumergir los dos electrodos en la solución se establecerá un flujo momentáneo de iones en la interfaz existente entre la membrana selectiva y la solución de trabajo, produciéndose una diferencia de potencial, cuya magnitud depende de la cantidad de iones presente en la solución. La diferencia de potencial medida es la suma de tres contribuciones: la interacción entre la membrana sensora y el ión de interés, la interacción que se origina entre el elemento de referencia y el medio donde está insertado, proporcionando un potencial constante si la composición del medio de referencia y la temperatura no varían y por último la denominada unión liquida, que se origina entre la solución de trabajo y la solución interna del electrodo de referencia. Los clásicos electrodos de referencia empleados en potenciometría, calomelano y Ag/AgCl fijan su potencial utilizando una solución de cloruro de actividad constante. Frecuentemente es necesario el uso de una segunda disolución de electrolito que se interpone, mediante un puente salino, entre esta disolución interna de referencia y la muestra, con el fin de evitar la interacción entre ambas. Esta unión liquida representa una interfaz donde un electrolito se difunde en el otro, siendo la causa del surgimiento de un potencial eléctrico, que contribuye al potencial de la celda, denominado potencial de unión líquida. Esta diferencia de potencial suele ser pequeña y normalmente es de magnitud desconocida. Por otra parte, debido a que el potencial de interfaz interno y el potencial del electrodo de referencia interno son constantes, la medida del potencial que se genera en la celda electroquímica, representa únicamente el cambio de potencial que se produce a través de la superficie de la membrana del ISE, obteniéndose de esta forma información de la concentración de iones en la muestra. [21]

3.4.10.3. Sensores amperométricos

Estos sensores están diseñados para medir la corriente generada por una reacción electroquímica a un voltaje constante. Existen pocas aplicaciones prácticas ya que son pocas las enzimas capaces de intervenir en reacciones redox, por lo que se necesitan marcadores electroquímicamente activos. Los electrodos de oxigeno y de H_2O_2 son los más utilizados. Un sistema novedoso consiste en la utilización de un polímero con propiedades de óxido-reducción [PVP-Os (bipiridil) 2Cl]; el cual es semiinmovilizado con anticuerpos específicos. Aunque estos sensores presentan la desventaja de tener un funcionamiento indirecto, sí ofrecen una excelente sensibilidad, que es debida a la relación lineal en la concentración con el analito[20]. [22]

[20] En química analítica un **analito** es el componente (elemento, compuesto o ion) de interés analítico de una muestra. Son especies químicas cuya presencia o concentración se desea conocer.

3.4.11. Sensores Ópticos

Los sensores ópticos son los más utilizados, y existen en el mercado un gran número de este tipo de sensores. Estos dispositivos presentan la ventaja de ser no destructivos y de generar una señal en cortos periodos de tiempo. Las propiedades físicas utilizadas para cuantificar el analito son varias: cambios en la absorción, fluorescencia, luminiscencia e índice de refracción sobre la superficie del sensor entre otras. Existen sensores ópticos tanto para sistemas de detección directo como indirectos. Los marcadores más comunes son fluorescentes.

3.4.11.1. Oximetría

Los oxímetros de pulso monitorean de forma no invasiva la saturación de oxígeno (expresada como porcentaje o en decimales) de la hemoglobina arterial midiendo los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones del flujo de la sangre arterial. Su uso permite el monitoreo continuo e instantáneo de la oxigenación; la detección temprana de hipoxia antes de que ocurran otros signos como cianosis, taquicardia o bradicardia; y reducir la frecuencia de punciones arteriales y el análisis de gases sanguíneos en el laboratorio. La oximetría de pulso puede detectar el descenso de los niveles de saturación de oxígeno antes de que ocurra daño y, en general, antes de que aparezcan los signos físicos. Los oxímetros de pulso proporcionan una evaluación espectrofotométrica de la oxigenación de la hemoglobina (SpO_2) al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar, sincronizada con el pulso. El sistema de detección consta de diodos emisores de luz (LED) de una sola longitud de onda, fotodetectores y microprocesadores. Su funcionamiento se basa en el principio de la absorción diferencial de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial (SpO_2; este valor se denomina SaO_2 cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial). [23]

3.4.12. Resumen de subcapítulo

Es increíblemente variada la oferta de sensores que existe, y además los variados usos que poseen. Existe la medición de velocidad, aceleración, fuerza, temperatura, presión, y los sensores que miden dichas características son los conocidos como sensores físicos. Existen también los sensores electroquímicos, estos en vez de medir variables como las mencionadas miden variables como gases en la sangre, y pueden ser usados como dispositivos únicos, o como parte de algún otro gran sistema biomédico. El último grupo

de sensores es el óptico, el cual también es ampliamente usado en diferentes técnicas, siendo la más importante y reconocida la oximetría.

REFERENCIAS

[1] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p. 872.

[2] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p. 871-872.

[3] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p. 872-873.

[4] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p. 875.

[5] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.875.

[6] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.876.

[7] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.876.

[8] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.877.

[9] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.877.

[10] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.877-878.

[11] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.878-879.

[12] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.879-880.

[13] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.880-881.

[14] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p.883.

[15] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p: 883.

[16] Stedman's Médical Dictionary, 24th edition.

[17] Neuman, M.R. “Physical Measurements.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p: 885-886.

[18] Liu, C. C. “Electrochemical Sensors.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p: 901.

[19] http://www.atsintech.com/tablas/ISTBook.pdf. Pag. 2

[20] M.T. Cortés, T.F. Otero M.A. Méndez, M. F. Súarez, M. Díaz, E. Vera. *Desarrollo de sensores electroquímicos. Revista colombiana de física, vol. 38, no. 4, 2006.*Pdf
Pag. 1

[21]http://sensorpotenciometrico.blogspot.com/2007/06/principio-de-sensores potenciometricos.html

[22] M.T. Cortés, T.F. Otero M.A. Méndez, M. F. Súarez, M. Díaz, E. Vera. *Desarrollo de sensores electroquímicos. Revista colombiana de física, vol. 38, no. 4, 2006.*Pdf
Pag. 3

[23]Mendelson, Y. “Optical Sensors.”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000Cap
Cap. (48): p.908.

3.5. SEÑAL DE SALIDA

Previamente a su visualización, cualquier señal de biopotenciales ya registrada debe pasar por un proceso de filtrado y acondicionamiento, donde el claro objetivo es eliminar o reducir a un mínimo posible cualquier fuente de ruido. Todo esto se lleva a cabo para luego poder visualizar la señal por medio de alguno de los métodos existentes (Numérico. Grafico, discreto, permanente, sonidos, luces. Etc.) donde la señal posea las características necesarias que la hagan fácilmente interpretable por la persona capacitada interesada en conocer los resultados de la medición que se lleva a cabo. Es de gran importancia todo este aspecto para asegurar que las lecturas obtenidas de cualquier instrumento biomédico sean correctas, y así quede solo confiar en la experiencia de la persona a cargo en que realice un diagnóstico acertado.

A continuación se enunciaran los procedimientos que comúnmente se realizan a una señal de biopotencial luego de que ha sido registrada a través de un sensor.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.5.1. Acondicionamiento y procesamiento de la señal

Después de ser tomada la bioseñal por un transductor, se le realiza uno o varios de los siguientes procesos para posteriormente poder ser visualizada.

3.5.1.1. Amplificación

Debido a que las señales de biopotenciales son tan pequeñas, es necesario que esta sea amplificada, ya sea, a través de todo el proceso, es decir aplicando ganancia a medida que esta avanza por cada etapa del circuito, o aplicada al finalizar los demás procesos. Por ejemplo en Electromiografía se usa el amplificador diferencial, cuya finalidad es la de amplificar los diminutos potenciales recogidos en el músculo de tal forma que puedan ser visualizados en una pantalla. El factor de amplificación puede ser superior al millón de veces (60 dB), por esto es posible que una señal de 5 microvoltios produzca una deflexión de 1 cm en el registro. Dado que los potenciales electromiográficos presentan una banda de frecuencia muy variable, el amplificador debe ser capaz de responder con fidelidad a señales comprendidas entre los 10 y los 10.000 Hz. [1]
Para el registro de un ECG muchas veces se debe contar con el criterio del diseñador, en algunos casos la amplificación se realiza antes (transductor, amplificador de

instrumentación) de el proceso de filtrado, pero en otros diseños, estas etapas no poseen una ganancia mayor a 10, por lo que la amplificación necesaria es aplicada posteriormente.
Durante el proceso de amplificación es necesario considerar todas las necesarias precauciones con respecto a ruido, para que no se amplifique este último al igual que la señal, haciendo imposible una visualización correcta de ésta.

3.5.1.2. Filtrado

Además de la amplificación, otra etapa que es muy común en los instrumentos biomédicos es el filtrado. Esta consiste en una acción que se realiza dependiendo de alguna característica específica de la señal medida, que normalmente es la frecuencia, pero le permite a la señal mantener las características de interés. Su objetivo es eliminar aquellas componentes producidas por una interferencia, o simplemente reducir el ancho de banda hasta un valor adecuado para las etapas posteriores, por ejemplo cuando se trata de convertidores analógico-digitales.
De acuerdo a la banda de frecuencias que transmitan, los filtros pueden clasificarse en los siguientes tipos: pasabajos, pasaaltos, pasabanda, o rechazabanda. En cualquiera de los casos, las frecuencias no deseadas no son suprimidas de forma total. Los principales parámetros a tener en cuenta en el diseño de un filtro son la selectividad de la respuesta, la distorsión de la fase y la respuesta a una entrada escalón. Las respuestas en frecuencia de los filtros anteriores son diversas, además de la diversidad de circuitos que existen. En cuanto a las respuestas en frecuencia los filtros más conocidos son, Butterworth, Chebyshev, Bessel o Elípticos. [2]

Filtro Butterworth: es un filtro diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte, su respuesta mejora a medida que se aumenta su orden, figura 92. En otras palabras, la tensión de salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20n dB por década, donde n es el número de polos del filtro. El filtro pasabajos Butterworth es usualmente usado como filtro anti-aliasing[21] en aplicaciones de conversión donde niveles precisos de la señal son requeridos a través de toda la banda de paso. [3]

[21] En estadística, procesamiento de señales, gráficos por computadora y disciplinas relacionadas, el **aliasing** es el efecto que causa que señales continuas distintas se tornen indistinguibles cuando se les muestrea digitalmente. Cuando esto sucede, la señal original no puede ser reconstruida de forma unívoca a partir de la señal digital.

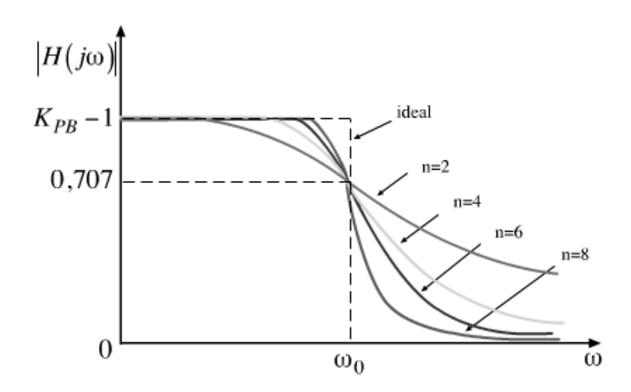


Figura 92. Respuesta del filtro pasabajos Butterworth según su orden

Imagen tomada de http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap4lecc6-2.htm

Filtro Chebyshev: como se puede observar para frecuencias cercanas a las de corte la respuesta del filtro Butterworth no es aceptable, especialmente si el filtro es de orden bajo. Los filtros Chebyshev poseen mejor respuesta para este tipo de frecuencias pero presentan un rizado (RIPPLES) en la banda pasante. El número de rizados presentes en la banda de paso es igual al orden del filtro, figura 93. [3]

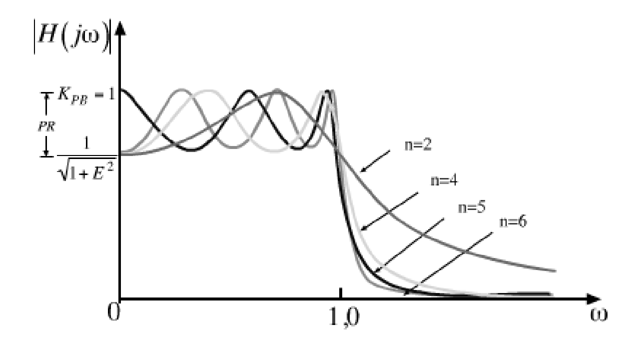


Figura 93. Respuesta del filtro pasabajos Chebyshev según su orden

Imagen tomada de http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap4lecc6-2.htm

Filtro Bessel: este tipo de filtros, como el mostrado en la figura 94, tiene una respuesta en fase lineal sobre un gran rango de frecuencia, lo que resulta en un constante retraso en dicho rango de frecuencia. Por esto este tipo de filtros proporcionan un óptimo comportamiento de transmisión de onda cuadrada. Sin embargo, la ganancia en la banda de paso de un filtro Bessel no es tan plano como la del filtro Butterworth, y la transición de la banda de paso a la banda de corte es por mucho no tan afilada como la de un filtro Chebyshev. [4]

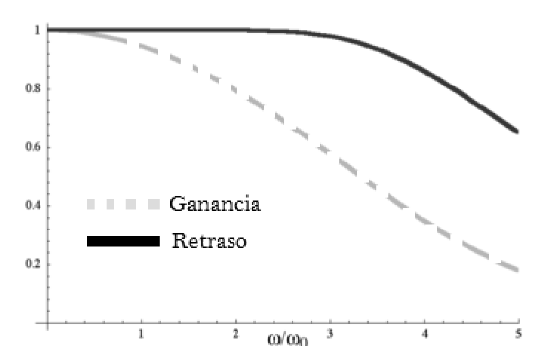


Figura 94. Filtro Bessel de 4to orden, ganancia y retraso. Notar que la transición de la banda de paso a la frecuencia de corte es mucho más lenta, pero el retardo es prácticamente constante en la banda de paso.

Imagen tomada de http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap4lecc6-2.htm

Filtros elípticos: también conocido como filtro de Cauer, están diseñados de manera que consiguen estrechar la zona de transición entre bandas y, además, acotando el rizado en esas bandas, en la figura 95 se observa un ejemplo de este tipo de filtros en este caso de orden 9. La diferencia con el filtro de Chebyshev es que este sólo lo hace en una de las bandas. Estos filtros suelen ser más eficientes debido a que al minimizar la zona de transición, ante unas mismas restricciones consiguen un menor orden. Por el contrario son los que presentan una fase menos lineal. [5]

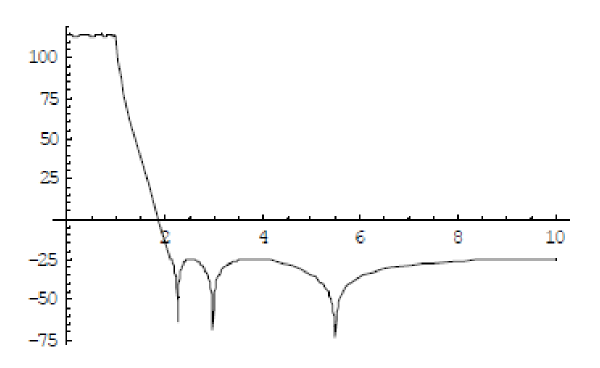


Figura 95. Filtro elíptico de orden 9

Imagen tomada de http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap4lecc6-2.htm

3.5.1.3. Conversión Análogo-Digital

El procedimiento consiste en tomar muestras de una señal análoga para producir una serie de números, que es la representación digital de la misma señal. La frecuencia de muestreo

debe ser por lo menos dos veces la frecuencia más alta presente en la señal para evitar la generación de aliasing

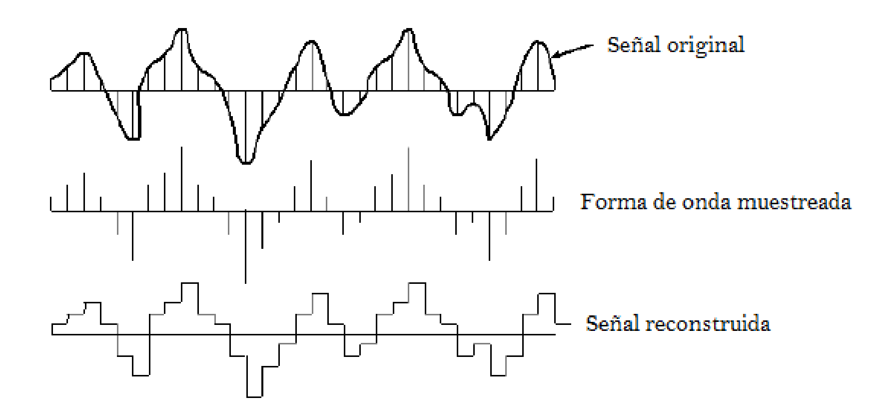


Figura 96. Conversión Análoga-Digital

Imagen tomada de http://www.dliengineering.com/vibman-spanish/conversindeanlogoadigital2.htm

3.5.1.4. Reducción de ruido

La presencia del ruido en el registro de biopotenciales es un hecho prácticamente inevitable. Algunas de las causas son controlables, pero otras presentan poca investigación por lo que su reducción es muy complicada. Ya se ha hablado de algunos tipos de ruido en los sistemas de electrofisiología, estos son casi constantes en los registros de biopotenciales. Por lo que la forma de reducirlos aplica casi que generalmente para todos los sistemas. Uno de los ejemplos de ruido más común es el ruido de la red eléctrica, es decir el ruido de 60 Hz. Para reducir al mínimo este ruido se debe implementar un filtro rechazabanda de la frecuencia de 60 Hz, el filtro puede ser tanto análogo como digital. Entre los filtros análogos los más comunes están el *Filtro Rechaza-Banda Doble "T" en puente*, que existe tanto activo como pasivo, y el *filtro activo Wien-Robinson*. Por otra parte el filtrado digital se puede realizar de diferentes formas, por medio de programación de DsPIC, o programas especializados como Labview o Matlab. La decisión de que filtro es más conveniente recae plenamente en el encargado del diseño del circuito.

3.5.1.5. Análisis en el dominio de la frecuencia

Cualquier tipo de señal puede ser descrita como ondas sinusoidales continuas, que poseen diferentes amplitudes y fases. La transformación de una señal en dominio del tiempo a dominio en frecuencia viene dada por la transformada de Fourier (TF):

$$\boldsymbol{S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j\omega t}dt = F^{-1}\{s(t)\}}$$

Donde $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia angular, y F {*} es el operador de Fourier. La inversa de la transformada de Fourier (ITF) es la operación que transforma una señal desde el dominio de la frecuencia, al dominio del tiempo.

$$s(t) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{j\omega t}\,dw = F^{-1}\{S(\omega)\}$$

La representación en el dominio de la frecuencia $S(\omega)$ es compleja, por lo que:

$$\boldsymbol{S(\omega) = |S(\omega)|e^{j\emptyset(\omega)}}$$

Donde $S(\omega)$, es el valor absoluto de la función compleja, el espectro de amplitudes, y $\theta(\omega)$, la fase de la función compleja, el espectro de fases. El cuadrado de el valor absoluto $S(\omega)^2$, es denominado espectro de potencias. El espectro de potencias de una señal denota la distribución de la potencia de la señal en el eje de la frecuencia. Una señal cuya potencia está limitada a un rango finito del eje de frecuencias es llamada una *señal de banda limitada.* [6]

3.5.2. Visualización

La mayoría de los dispositivos médicos poseen una combinación de ambos tipo de visualización, numérica y gráfica, además de integrar otros tipos como el sonoro, por ejemplo para los latidos del corazón en un ECG, junto a otros tipos como luces que permiten verificar qué características son medidas. En ocasiones esta visualización es permanente (ECG en cuidados intensivos).

Displays numéricos

Los Displays Numéricos son dispositivos utilizados para mostrar o presentar información numérica de cualquier tipo. Por ejemplo se utilizan para mostrar en un dispositivo ECG la frecuencia cardiaca del paciente.

Display gráficos

La mayoría de dispositivos muestran la señal captada de forma grafica, por lo tanto, es posible realizar un diagnóstico detallado de la misma. Las señales ECG, EEG, EMG, etc., poseen graficas establecidas para un paciente normal, donde se contemplan rasgos característicos como, sexo, edad, género, entre otros, que facilitan la identificación de patologías en el paciente.

3.5.3. Resumen de subcapítulo

El procesado de una señal posee la misma importancia que el realizar un buen registro, es decir si la señal es tomada con éxito pero a su vez no se le aplica ningún proceso posterior, n se obtendrá una señal muy diferente al ruido. Ya conociendo teoría relevante a amplificadores operacionales, es importante destacar el filtrado, las distintas configuraciones que son: pasabajos, pasaaltos, pasabanda y rechaza banda. Cada uno de dichas configuraciones puede ser usada más de una o dos veces, siendo en algunos casos también aplicados digitalmente. Luego del filtrado es generalmente aplicada procesos como el análisis en frecuencia, y otros absolutamente necesarios como la conversión análogo-digital, que se realiza para lograr una buena visualización, ya sea en dispositivos específicos o a través de algún monitor de otros sistema.

REFERENCIAS

[1] http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/2006/Cap4.biopotenciales.pdf.
Pag: 11-12

[2] Marcombo, S.A., José Mompín Poblet, *Procesado Analógico de Señales.*
"Introducción a la Bioingeniería"
Ed. Marcombo
Pag: 71-73

[3] Texas Instruments, *Active Filter Design Techniques.*
"Excerpted from Op Amps for Everyone"
Chapter 16, Pag: 16-6

[3] Texas Instruments, *Active Filter Design Techniques.*
"Excerpted from Op Amps for Everyone"
Chapter 16, Pag: 16-7

[4] Texas Instruments, *Active Filter Design Techniques.*
"Excerpted from Op Amps for Everyone"
Chapter 16, Pag: 16-7

[5] http://www.angelfire.com/electronic2/electros601/E_tarea_para_pdf.pdf

[6] Joseph D. Bronzino, *Frequency Domain Analysis "Médical Devices and systems"*
"The Biomédical Engineering Handbook, Third Edition"
Ed. Bronzino
Pag: 1-7, 1-8.

3.6. TRANSMISORES Y EL CANAL DE TRANSMISION

Hoy en día es posible que una señal medida pueda ser enviada a través de distintos medios, ya sea por medio físico o inalámbrico. Cada sistema debe tener en cuenta algunos aspectos importantes para su correcto funcionamiento además de garantizar una transmisión adecuada de los datos. En el área biomédica, la transmisión de los datos obtenidos es igual de importante a obtener un registro confiable. Actualmente la transmisión inalámbrica está bajo investigación, ya que representa un avance en los cuidados que debe tener un paciente, haciendo posible que los especialistas conozcan el estado diario de sus pacientes sin necesidad de estar cerca del mismo. El paciente realiza un registro y desde cualquier parte (mientras el sistema lo permita) sea enviada la información, y así el especialista tomará una mejor decisión para controlar la patología del paciente conociendo las actividades diarias que éste realiza. En este apartado se describirán los tipos de información que se transmiten en el área médica, cómo se hace, además de aspectos relevantes de los canales que se usan para la transmisión.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.6.1. Tipos de información

La información que se transmite en el área de la salud es de una gran variedad, siendo todas de gran importancia para el cuidado del paciente y cada una posee diferentes implicaciones que son requeridas para un buen funcionamiento de la red de transmisión. Gran cantidad de pruebas clínicas realizadas hoy en día presentan sus resultados en forma de texto narrativo, pruebas de radiología o patología por ejemplo, generan reportes en forma textual de las pruebas específicas realizadas. Por otro lado datos de laboratorio tienden a ser enviados en forma de códigos, donde cada dato es representado con un código (alfanumérico, integradores), siendo esto muy útil para identificar tramas sobre el tiempo, por ejemplo en lecturas de temperatura. Por otro lado con respecto a la información basada en decisiones computarizadas, mucha más información debe ser codificada, pero de tal modo que un experto en información computarizada pueda entender los valores y actuar de acuerdo a ellos, o enviar alertas a los que le enviaron la información, si llega a ser necesario. La información codificada usualmente genera un reporte de tamaño pequeño, pero en algunos casos como en el registro continuo de un ECG, cada punto puede ser un código, por lo tanto el reporte que contiene la información es de un tamaño considerable.

Los hospitales usan una gran cantidad de información multimedia, en las pruebas radiológicas por ejemplo se hacen interpretaciones de forma visual de secuencias de video (Rayos X, PET scans, SPECT scans). Una red que soporte la transmisión de este tipo de datos requieren consideraciones especiales y su diseño es también más costoso.
Otro caso importante es aquel de las instituciones académicas, ya que ellas comparten una gran cantidad de información educacional basada en computador, que es en gran parte grafica y basada en video, para esto existen redes propias para la transmisión de este tipo de información que son de uso exclusivo para estos establecimientos. Mirando hacia el futuro este tipo de información estará disponible sobre la misma red para que cualquier persona perteneciente a la institución tenga acceso a ella. [1]

3.6.2. Transmisores y Receptores

Como ya se mencionó los transmisores y receptores generalmente son dispositivos computarizados integrados dentro de una red, ya sea médica o académica. Estos tipos de transmisores y receptores entonces no son más que equipos computarizados, en algunas ocasiones especializados, con las características de ser exclusivos y poseer programas que facilitan la transmisión. Este tipo de redes usualmente usa la red global Internet para poder llevar a cabo su función. Existen sistemas de monitorización que también usan esta red global, con la particularidad de que en algunas ocasiones no es necesaria la intervención del mismo paciente de la información, basta con realizar una programación del dispositivo de realizar la transmisión a una hora indicada y con la cantidad de información necesaria a transmitir. En el caso de la transmisión inalámbrica, estos dispositivos poseen un menor alcance, ya que usan transmisión por ondas, lo que limita la distancia máxima en que se puede realizar una transmisión, siendo las causas de la limitación los mismos que para una transmisión de radiofrecuencia.

3.6.3. El canal de transmisión

3.6.3.1. Internet

El principal canal de transmisión de datos médicos es, al igual que para otros tipos de información, la *Internet*, esta gran red mundial de computadores ha permitido avances increíblemente importantes para la humanidad, debido a que ahora diferentes instituciones pueden trabajar conjuntamente desde cualquier parte del mundo, y por otro lado publicar y compartir conocimientos acerca de cualquier avance realizado, que muy probablemente

servirá de base para otro proyecto. La Internet ofrece hoy una idea de lo que podrían ser en el futuro las, por emplear una metáfora bastante usada, "autopistas de la información".

Las posibilidades y limitaciones de la Internet devienen de sus propias características. También es necesario tener en cuenta que su situación actual está cambiando a una velocidad mucho más acelerada. Pero, si se realizara un recuento de posibilidades y limitaciones, se deben destacar las siguientes:

- Es un medio de comunicación emergente, con características diferentes a lo que conoce hasta ahora. En algunos sectores (universidades, investigación, etc.) está ocupando el espacio de otros medios tradicionales a pasos agigantados. La conexión a la Internet será dentro de unos años similar al teléfono hoy. La razón es evidente: "todo el mundo estará conectado". El correo ordinario, el teléfono, etc., cederán a las comunicaciones digitales una parte del nicho que ahora ocupan.
- Es un enorme almacén de información y de servicios. Además es instantáneo: el correo tradicional se vuelve insoportablemente lento. Conseguir una tesis doctoral en los EE.UU cuesta menos de 10 minutos. Grandes proyectos de investigación la utilizan como medio principal de comunicación entre los participantes. Las grandes empresas y los gobiernos comienzan a ofrecer servicios a través de la Internet a sus clientes y ciudadanos.
- La Internet es un medio económico y efectivo para la difusión y distribución de información entre ciertos sectores, sectores cada vez más amplios. En la Internet, cualquier nodo puede convertirse en servidor de información, y no sólo ser un consumidor pasivo. Los bajos costes de estos sistemas están amenazando seriamente, a medida que crece el número de personas con acceso, a sectores económicos relacionados con la producción de soportes y distribución de la información.
- La Internet comienza a ser un gran mercado. Un espacio para la actividad económica. Los defensores de este cambio argumentan sobre el incremento en la calidad de la información y los servicios. Los detractores sobre su inutilización como medio de comunicación interpersonal y su conversión en un medio de masas (unidireccional dominado por las grandes compañías, ahogado por la publicidad, etc.).
- Uno de los aspectos ligados al "boom" de la Internet es que los canales de comunicación que emplea se han visto completamente desbordados y la comunicación se hace lenta, sobre todo en horas pico y con el advenimiento de nuevas aplicaciones multimedia (como el World Wide Web).
- La Internet tiene un centro y una periferia. El centro lo forman los países desarrollados, que tienen líneas de alta velocidad y proveedores con precios

pagables. La periferia la forman países con escasa infraestructura y con precios abusivos de conexión.

- La información que contienen los computadores conectados a la Internet no ha sido sistemáticamente organizada. Hay mucha sobre algunos temas y poca o ninguna sobre otros. De hecho, al ser gratuita gran parte de ella, depende de la existencia de grupos de interés. La entrada de las empresas de este sector producirá un incremento de la calidad. A cambio, habrá que pagar por dicha información. Otra, seguirá siendo gratuita.
- Las culturas minoritarias (en Internet lo son todas excepto la anglosajona) tienen una oportunidad y un reto: pueden utilizar la red para su difusión. Seguirán siendo minoritarias, pero estarán presentes. Aquellas que ignoren el fenómeno profundizarán su aislamiento. Una de las mayores ventajas de cómo está construida la Internet es la oportunidad que ofrece a la diversidad para crear su propio espacio vital, sus canales de comunicación, sus mecanismos de difusión y distribución de la información.

[2]

Las redes usadas en el campo de la salud van desde las redes LAN, entre investigadores del mismo establecimiento, pasando por redes WAN, entre establecimientos lejanos pero aun dentro de un mismo territorio, hasta las redes Middleware. Estas redes usan capas superiores de red, mediante la distribución del trabajo entre varios nodos en la red, se crean soluciones más flexibles y eficientes. Estas soluciones integran información a los usuarios finales mientras se esconde la multiplicidad que existe en sus orígenes. Es un sistema distribuido y confiable de servicios que van desde impresión, directorios consolidados, a servicio de seguridad basados en red. [3] Hoy en día se están realizando investigaciones para obtener redes que permitan la buena transmisión de información multimedia, voz y video, así como de imágenes, ya que las velocidades actuales de hasta 16 Mbps son inadecuadas. Debido a la riqueza de la información médica, estas aplicaciones son de gran importancia y tiene un gran impacto en el ancho de banda requerido para la red. Por ello se han desarrollado alternativas, una de ellas fue el uso de redes de alta velocidad de 100Mbps, con infraestructura en fibra óptica, pero dicho intento resultó en un fracaso debido a los altos costos que genera el establecer infraestructura en dicho material. Entonces surgió un nuevo estándar de comunicaciones de 100 Mbps, el cual se está convirtiendo en algo real, usa los mismos cables UTP que usan las redes más lentas, pero con un costo incrementado en los equipos. Si se usaran redes de fibra óptica para este tipo de estándar, las velocidades de comunicación podrían alcanzar el rango de los gibabytes (1000Mbps), pero hoy por hoy las aplicaciones solo soportan velocidades de hasta 155 Mbps. Dicho nuevo estándar de comunicación es llamado *modo de transferencia*

asíncrono (ATM), los dispositivos usados son entonces denominados interruptores ATM . [4]

3.6.4. Radiofrecuencia

Los dispositivos de transmisión inalámbricos son otro de los campos bajo investigación actuales. El poder enviar información por medio de las tecnologías de radiofrecuencia permite sobre cualquier otra ventaja, el monitoreo de pacientes en lugares donde no está disponible un acceso a la internet. Es decir, si un paciente se encuentra fuera del área de cobertura de cualquier red de internet, este puede utilizar un dispositivo que use las tecnologías de radiofrecuencia, por ejemplo las de celular. Todo esto bajo la utilización de la infraestructura ya establecida para estas tecnologías. Más adelante se hablarán de sistemas que usan este medio de transmisión, los *sistemas de biotelemetría.*

3.6.5. Resumen de subcapítulo

Con el avance de la tecnología cada vez aparecen diferentes beneficios para la humanidad. Ya sea para hacer la vida más fácil, en cierto sentido, o para lograr extender el tiempo de vida. Con las comunicaciones no hay ninguna diferencia, además de acortar distancias, ya han empezado a ser usadas para algo más que el comunicar ideas, el que exista la posibilidad de realizar proyectos e investigaciones desde lugares remotos del mundo, ha ayudado que cada día más equipos se construyan o mas procedimientos sean probados con éxito. Además gracias a la gran autopista de información, el internet, es posible tener a la mano información útil a la hora de emprender un nuevo viaje en busca de alguna solución a un problema dado. Por otro lado la monitorización de pacientes con enfermedades antes difíciles de tratar, como enfermedades cardiacas, facilita en gran medida el cuidado que deben recibir los pacientes en dicho estado, y así poder vivir con un poco más de tranquilidad.

REFERENCIAS

[1] Joseph D. Bronzino, *Computer Networks in Health Care*
“The Biomédical Engineering Handbook, Second Edition”

Ed. Bronzino
Pag: 2989-2990.

[2] http://nti.uji.es/docs/nti/impiva.html

[3] Joseph D. Bronzino, *Computer Networks in Health Care*
"The Biomédical Engineering Handbook, Second Edition"
Ed. Bronzino
Pag: 2990-2993.

[4] Joseph D. Bronzino, *Computer Networks in Health Care*
"The Biomédical Engineering Handbook, Second Edition"
Ed. Bronzino
Pag: 2993.

3.7. SISTEMAS DE MONITORIZACIÓN

Ya conociendo que tipos de datos y por donde se transmite el tipo de información biomédica, es necesario resaltar los sistemas de monitorización que hoy existen, y aquellos bajo investigación. La monitorización de pacientes con enfermedades como diabetes, o con riesgos cardiacos ya es una realidad, los pacientes con estas enfermedades obtienen grandes beneficios con los sistemas que están surgiendo, puesto que la rápida respuesta de parte del especialista a cargo de dicho paciente puede lograr salvarle la vida. En este apartado se destacan algunos sistemas de monitorización actuales, para las enfermedades mencionadas previamente, y se expondrá los beneficios que obtienen pacientes gracias a esta tecnología.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.7.1. Monitorización cardiaca

"Un nuevo sistema de monitorización remota permite realizar controles rutinarios de cardiopatías graves a través de Internet"

Uno de los más recientes avances en el campo de la monitorización lo ha logrado la empresa Medtronic, Inc. (NYSE: MDT) con el lanzamiento en Europa de un nuevo sistema de monitorización cardiaca. El monitor CareLinkTM y su programa permitirán que los pacientes con riesgo de padecer cardiopatías transmitan directamente a su médico, por vía electrónica, los datos del dispositivo cardiaco que tienen implantado, con lo que se pueden completar controles que salvarán su vida sin necesidad de salir de casa.

Aproximadamente, en Europa mueren 500.000 pacientes al año de muerte súbita. La mayoría de ellos causado por arritmias. Éstas se producen por un fallo eléctrico en el corazón, provocando que la frecuencia de latido del corazón sea más rápida (taquicardia ventricular), más lenta (bradicardia) o irregular (fibrilación ventricular). Los desfibriladores automáticos implantables *(DAI)* son mecanismos que se implantan en el área del pecho con sondas extendidas hasta el corazón, donde administran terapias eléctricas para parar las peligrosas arritmias ventriculares que pueden producir la muerte súbita. Con la implantación de este dispositivo médico se podría salvar la vida de hasta 2 millones de estos pacientes, ya que está probado que son efectivos en el 98% de los casos.

Los pacientes portadores de un DAI deben someterse a controles periódicos para comprobar el funcionamiento de su dispositivo. CareLink es un servicio de monitorización

a través de Internet que conecta a estos pacientes y sus médicos para realizar "controles virtuales". Basta con que los pacientes sujeten una pequeña antena sobre su dispositivo, y la información sobre el funcionamiento de su corazón y de su DAI se descarga en el monitor CareLink. A continuación, esta información se envía a través de la línea telefónica hasta un nuevo centro de datos de Europa. Los médicos pueden acceder a los datos de sus pacientes registrándose en un sitio Web para médicos y proceder a los ajustes necesarios de la medicación del paciente o prescribir un tratamiento adicional sin necesidad de ver al paciente en persona.

Hasta ahora, las personas que viven con un DAI deben contar con 2-4 visitas programadas a su consulta cada año para controlar su dispositivo, además de muchas otras visitas no programadas en caso de situaciones más críticas. Ahora, el monitor CareLink, pequeño y portátil, permite a los pacientes mantenerse conectados con sus médicos desde su casa, su lugar de trabajo o cuando están de viaje, un práctico servicio que reduce las visitas a la consulta. CareLink también presenta ventajas para los médicos. Al permitir el seguimiento remoto del dispositivo, los médicos pueden realizar una revisión rápida y minuciosa de la situación de la afección cardiaca de su paciente y programar las citas de seguimiento sólo cuando sea necesario. De este modo, dispondrán de un tiempo adicional que resulta vital para otros pacientes con problemas más críticos, asegurando la eficiencia médica y un mejor control global del paciente. Por último, CareLink también permite reducir las visitas a los servicios de urgencias y las visitas no programadas a la consulta. Además, el sistema Carelink es el único y el primero que permite el control remoto y la alerta de congestión pulmonar, a través de OptiVol®, para la monitorización de líquidos, disponible para algunos DAIs, que prevé posibles hospitalizaciones cardiacas. [1]

3.7.2. Monitorización de pacientes con diabetes

"Sistema pionero para la monitorización de la diabetes"

La diabetes es un desorden del metabolismo que aparece cuando el páncreas no produce o produce poca insulina, o produce insulina pero las células de los tejidos del organismo no responden de forma adecuada a ésta. La insulina es una hormona que permite que el organismo utilice la glucosa (azúcar), la fuente de energía del cuerpo.

El proyecto METABO es pionero en la construcción de un modelo dinámico basado, no en datos teóricos, sino en parámetros reales y monitorizados en tiempo real. Entre los nuevos datos que este proyecto tiene en cuenta destacan los hábitos dietéticos del paciente, la actividad física y el gasto energético, la glicemia subcutánea, los efectos que producen en el

diabético los tratamientos que sigue en cada momento, o las reacciones del sistema nervioso. Asimismo, se contemplan diferentes tipos de pacientes y diversos escenarios en la vida del diabético, adaptando el sistema en función de las necesidades reales de cada momento.

La predicción de eventos repentinos de hipoglicemia (nivel bajo de glucosa en sangre) es una de las principales metas del proyecto METABO. Con el paso del tiempo, los pacientes diabéticos tienden a perder conciencia de los síntomas que preceden un ataque. Si a este hecho se le suma un factor de riesgo, por ejemplo, que el paciente esté conduciendo un vehículo, las consecuencias pueden ser mortales. Este proyecto es el primero en realizar junto con la empresa Ferrari, un estudio sobre la previsión de hipoglucemia a partir de una observación externa y no invasiva del paciente durante la conducción.

Como en cualquier enfermedad crónica, la interrupción del tratamiento rutinario constituye uno de los mayores riesgos para la salud del paciente. Las diversas causas que lleven al paciente a abandonar el tratamiento están contempladas en dos de los escenarios definidos en el proyecto. Por un lado, el aspecto psicológico y la motivación del paciente para conseguir una mayor adherencia al tratamiento y, en segundo lugar, las condiciones que se generan cuando el paciente está sujeto a cambios en su ambiente normal y que hacen que éste abandone su tratamiento rutinario. Controlando estos escenarios se evita la inestabilidad metabólica del paciente, se reducen los riesgos de un ataque repentino de hipoglicemia y se proporciona mayor calidad de vida al diabético y una autogestión de su enfermedad.

El proyecto METABO también aporta una solución tecnológica para los diabéticos que no consiguen un nivel óptimo de control metabólico a pesar de una gestión clínica aparentemente óptima. El equipo médico podrá adoptar el enfoque de "monitorización y modelado" que identifica causas específicas de las terapias o los estilos de vida y proporciona correcciones ligeras aunque específicas y significativas del tratamiento, en los hábitos de vida y en la actividad física.

Por último, este sistema da cobertura a un amplio segmento donde los pacientes presentan además una segunda enfermedad crónica que puede o no estar relacionada directamente con la diabetes, por ejemplo un trastorno cardiovascular. [2]

3.7.3. Resumen de subcapítulo

Ambos ejemplos son un gran salto en el cuidado médico, la monitorización es una realidad ya palpable por muchos. El cuidado por parte de los médicos ya no es indispensablemente presencial, lo que presenta dos ventajas, la primera, puesto que el paciente no tiene que estar visitando a su médico regularmente puede vivir con más tranquilidad, y además el médico al no estar recibiendo a pacientes en estado no "critico", puede dedicar su tiempo al tratamiento de quienes si lo estén. El segundo sistema es otro gran avance, la diabetes es una enfermedad incurable hasta el momento, y aunque los pacientes que padecen dicha enfermedad no sufren riesgos tan altos como aquellos con problemas cardiacos, es aun una gran preocupación, ya que también cobra un alto número de vidas anualmente. El que sea posible monitorear sus niveles permite a los especialistas llevar un control más estricto sobre el estilo de vida que debe llevar el paciente y así poder preservar su vida todo el tiempo posible.

REFERENCIAS

[1] http://www.portalesmédicos.com/noticias/europace_070633.htm

[2]http://www.universia.es/html_estatico/portada/actualidad/noticia_actualidad/param/noticia/jhhhg.html

3.8. SISTEMAS DE BIOTELEMETRÍA

Los sistemas de biotelemetría son aquellos que utilizan la transmisión por ondas como medio para transmisión de datos. Actualmente se pueden encontrar sistemas ECG con visualización remota, o sistemas de telemetría para ambulancias. Este ultimo permite el envió de información a los hospitales por parte de los paramédicos, y así estos recibir indicaciones de algún médico desde el hospital y a su vez este prepararse a la llegada del paciente del que conoce claramente el estado de salud en el que se encuentra. Se procederá entonces a describir las características de dos sistemas de biotelemetría utilizados actualmente.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

3.8.1. Sistema de Biotelemetría para ambulancias

Este sistema fue diseñado con el objetivo de salvar la vida de pacientes presentes en ambulancias, por medio de la transmisión de las señales fisiológicas y los datos necesarios para determinar un diagnóstico responsable por parte del cuerpo médico del hospital contactado. A partir del cual se administran las instrucciones al paramédico. Dicho sistema comprende:

- Un sistema transmisor encargado de: La adquisición de las doce derivaciones electrocardiográficas, los signos vitales y los datos del paciente (nombre, edad, sexo, contextura y estado actual).
- La determinación de la frecuencia cardiaca.
- La visualización de las señales en un monitor presente en la ambulancia.
- Proporcionar las herramientas a los usuarios para seleccionar las derivaciones a visualizar en grupos de tres y controlar su amplitud.
- Proporcionar un módulo de almacenamiento de la información.
- Proporcionar un módulo que permita la comunicación de la información con un receptor de manera confiable.
- Permitir al usuario decidir transmitir la información y elegir al receptor.
- Permitir al usuario decidir imprimir en papel calibrado la información.

La implementación del sistema transmisor se hace en un computador personal (PC) especialmente preparado para el ambiente móvil y de alta vibración de las ambulancias. Por último este sistema utiliza para la transmisión de la información el canal celular. La

comunicación está basada en el protocolo TCP/IP, es bidireccional, proporciona corrección de errores y se realiza en tiempo real. [1]

3.8.2. Biotelemetría cardiaca

Este sistema consiste en un ECG, por medio del cual luego de registrada la señal, es posible transmitir los datos vía RF. Dicho sistema usa una antena Yagui con tres elementos, un reflecto, un dipolo y un director, con el fin de tener un ancho del haz grande y así tener un rango amplio de cobertura. La recepción del sistema se realiza por medio de un receptor de radio FM en la banda usada, del cual se extrae la información remodelada y se pasa al visualizador. Para poder transmitir inalámbricamente las medidas hechas por el ECG es necesario un análisis de las condiciones de radiación, las frecuencias de trabajo y las magnitudes a transmitir. Por último la transmisión de este tipo de señales tiene como finalidad lo mismo que el anterior sistema, con la única diferencia que no es implementado para equipos bajo movimiento, es orientado al monitoreo de pacientes que se encuentren en sus casas y sea importante mantener un control por parte del médico encargado. [2]

3.8.3. Resumen de subcapítulo

Otro de los campos de estudio actuales, la biotelemetría permite el que muchas más vidas sean salvadas. Con el primer sistema es posible realizar procedimientos que antes los paramédicos no sabían cómo realizar, sin exponerse a sufrir de cualquier acusación posterior, ya que lo realizan bajo la supervisión de algún especialista de algún hospital cercano. El segundo sistema se orienta mas al cuidado de pacientes residente en casas, cuyos signos vitales son estudiados por el médico a cargo, sin necesidad de realizar visitas tan regulares para estudiar el comportamiento del paciente.

REFERENCIAS

[1] http://co.patentesonline.com/sistema-de-biotelemetria-para-ambulancias-39889.html

[2] http://www.methodisthealth.com/spanish/cardio/electric.htm

4 BIOMECANICA Y BIOMATERIALES

4.1. BIOMECANICA MEDICA

La biomecánica médica hace referencia al estudio de los diferentes sistemas fisiológicos desde el punto de vista de la ingeniería. En otras palabras es el estudio de patologías del movimiento en el hombre para poder darle una solución a estas. Hoy en día son muchos los prototipos de equipos que nacieron a partir de estudios biomecánicos, quizás los más reconocidos son los dispositivos que se crearon para poder ayudar a personas con problemas al caminar. Uno de los estudios más reconocidos es el análisis de paso. En el siguiente apartado se trataran algunos conceptos básicos de biomecánica, la prueba de análisis de paso, y un sistema actual de biomecánica médica como lo es la electromiografía dinámica.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.1.1. Conceptos

4.1.1.1. Ecuaciones de movimiento

Ecuaciones vectoriales del movimiento son usualmente usadas para describir la cinética rotacional y traslacional del cuerpo.

Ecuaciones de movimiento de Newton

La segunda ley de newton relaciona la fuerza neta F y el movimiento traslacional de la siguiente forma:

$$\mathbf{F} = m\mathbf{a}$$

Donde a es la aceleración lineal del centro de masa del cuerpo para la traslación. Para la rotación la ecuación es:

$$\mathbf{M} = \mathbf{I}\boldsymbol{\alpha}$$

Donde Ia es el momento angular del cuerpo. Entonces, la razón de cambio del momento angular del cuerpo es igual al momento neto M que actúa en el cuerpo. Estas dos ecuaciones vectoriales del movimiento se escriben típicamente como un conjunto de seis ecuaciones con componentes x, y, z. [1]

Ecuaciones de movimiento de Euler

Las ecuaciones de movimiento de Newton describen el movimiento del centro de masa de un cuerpo. En cambio las ecuaciones de movimiento de Euler describen el movimiento de un cuerpo rígido con respecto a su centro de masa. Para el caso especial las coordenadas *xyz*, son escogidas para que coincidan con los ejes principales del cuerpo.

$$\sum M_x = I_{xx}\alpha_x + (I_{zz} - I_{yy})\omega_y\omega_z$$

$$\sum M_y = I_{yy}\alpha_y + (I_{xx} - I_{zz})\omega_z\omega_x$$

$$\sum M_z = I_{zz}\alpha_z + (I_{yy} - I_{xx})\omega_x\omega_y$$

Donde M_i es el momento neto, I_{ii} es el momento de inercia con respecto al eje principal, y α_i y ω_i son la aceleración y velocidad angular respectivamente. Las ecuaciones de Euler requieren medidas angulares en radianes. [2]

Los ejes de movimiento, figura 97, representan aquella línea imaginaria alrededor de la cual se realiza el movimiento articular de un segmento corporal. Estos son:

- El ***eje frontal-horizontal (transversal)*** pasa horizontalmente de lado a lado. Se halla situado paralelamente a la sutura coronal del cráneo. Se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje sagital-horizontal. El movimiento de este eje se realiza en un plano sagital.
- El ***eje sagital-horizontal (anteroposterior)*** se dirige horizontalmente desde el frente hasta atrás. Se halla situado paralelamente a la sutura sagital del cráneo. Se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje frontal-horizontal. El movimiento en este eje se halla en un plano Frontal.

- Finalmente, el ***eje vertical (longitudinal)*** se ubica perpendicular al suelo. Se encuentra situado paralelamente a la línea de gravedad. El movimiento se realiza en un plano transversal.

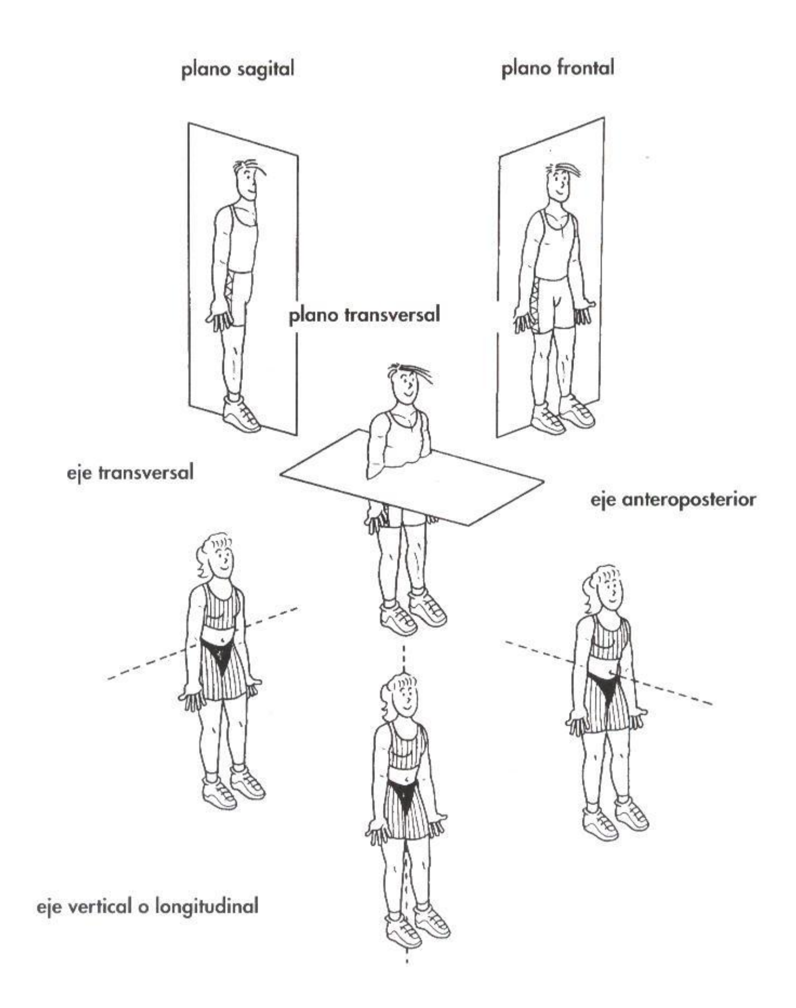


Figura 97. Ejes del cuerpo humano

Imagen tomada de http://img131.imageshack.us/img131/7613/planosyejesmovimientoti0.jpg

4.1.1.2. Propiedades viscoelasticas

Todos los biomateriales poseen propiedades viscoelásticas. Por ello han sido desarrollados diferentes modelos de viscoeleasticidad que caracterizan los materiales con ecuaciones sencillas. En la figura 98 se pueden observar tres modelos. El modelo Maxwell, consiste en un resorte y amortiguador hidráulico ideal conectados en serie. El modelo Voight consiste en un resorte y un amortiguador hidráulico en paralelo, por último el modelo Kelvin consiste en un resorte en serie con un amortiguador hidráulico, y estos en paralelo

con un resorte. Por ello cada modelo exhibe características resultantes de voltaje y de la tensión del objeto varían en el tiempo.

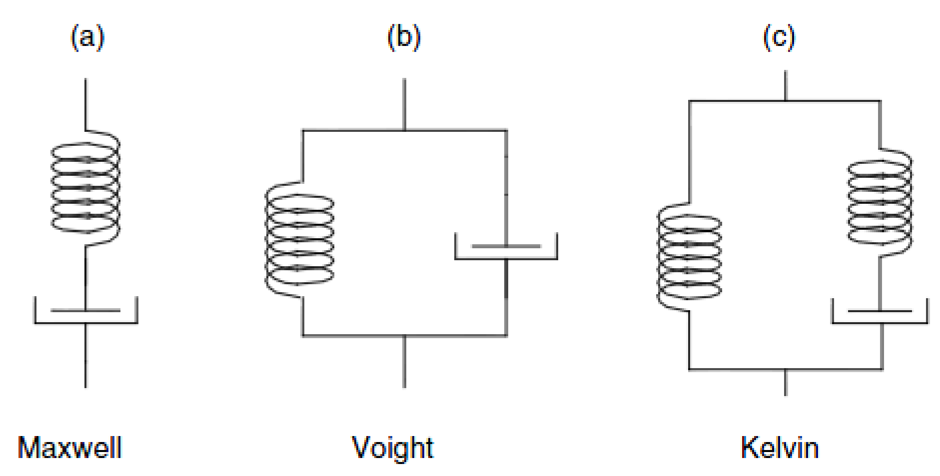


Figura 98. Modelos viscoelasticos

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomechanics "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 159

La respuesta dinámica de cada modelo puede ser cuantificada si se aplica una entrada escalón como la fuerza F. [3]

4.1.1.3. Cartílago, ligamento, tendón y músculo

Las superficies de los huesos están cubiertas por cartílago, un biomaterial compuesto principalmente por colágeno. El colágeno es el principal material estructural de los tejidos blandos y duros. Fibras aisladas de colágeno tienen alta fuerza tensora que puede ser comparada al nylon. La elastina por otro lado es una proteína que se encuentra particularmente en los vasos sanguíneos de los vertebrados, y es el biosolido más linealmente elástico conocido. Es el que le da a la piel y tejido conectivo su elasticidad.

Cartílago: El cartílago sirve como las superficies sustentadoras. Es poroso y sus características mecánicas complejas se presentan desde el movimiento del líquido hacia dentro y fuera del tejido cuando están sujetos a la unión común. Por lo tanto, el cartílago articular es fuertemente viscoelastico con tiempos de relajación de tensión en la compresión del orden de 1 a 5 segundos. El cartílago es anisotrópico[22] y exhibe una histéresis durante el cargamento cíclico.

[22] Que posee propiedades diferentes en diferentes partes.

Ligamentos y tendones: Los ligamentos mantienen los huesos juntos y por lo tanto son parte del marco esquelético. Los tendones ensamblan los músculos a los huesos y transmiten las fuerzas generadas por la contracción de los músculos que causan el movimiento de los miembros articulados. Ambos transmiten tensión; por lo tanto se componen principalmente de paquetes paralelos de fibras de colágenos y tienen características mecánicas similares. El tendón humano tiene una tensión máxima de 50-100MPa y exhibe curvas de tensión-deformación no muy lineales. La gama media de la tensión-deformación es lineal con un módulo de elasticidad de aproximadamente 1-2GPa. Tanto los tendones y los ligamentos exhiben histéresis, arrastramiento viscoelastico, y tensión de relajación. Estos materiales pueden también ser "pre condicionado", por lo que un cargamento inicial pueda afectar las curvas subsecuentes de la carga-deformación. Las características de los materiales cambian puesto que existen cambios en la estructura interna del tejido si se someten a cargas repetidas.

Músculos: existen dos aproximaciones cuantitativas de la mecánica del músculo. La primera aproximación enunciada por A.V Hill[23] la cual considera al músculo como un resorte puramente elástico, el cual almacena la energía potencial cuando es estirado, y el encogimiento ocurre cuando es soltado. Un modelo puramente elástico del músculo se puede refutar con argumentos termodinámicos, ya que la energía potencial almacenada mientras es estirado es menor que la suma de la energía (trabajo y calor) durante el encogimiento. En 1922 Hill junto el resorte con un medio viscoso para su modelo, por lo que reintrodujo las propiedades viscoelasticas del músculo.
El segundo enfoque enunciado por A.F Huxley[24] describe que la generación de la fuerza en el músculo es resultado de junturas puente-cruzadas muy fuertes formadas entre filamentos finos y gruesos a expensas de energía bioquímica. Las junturas que se mueven entre filamentos son controladas por las constantes f y g, las cuales son las que determinan el acoplamiento o el desacoplamiento de los puentes respectivamente. Un defecto importante de esta idea es la inhabilidad de describir el error transitorio resultado de cambios rápidos en la longitud o la carga del músculo. [4]

4.1.2. Análisis de paso

El análisis de paso es la medida cuantitativa de la locomoción humana, el caminar y correr. Un número diferente de disciplinas usan el análisis de paso. Los científicos buscan un mejor entendimiento de los mecanismos que se usan para realizar contracciones

[23] Fisiólogo y biofisiólogo británico que recibió el premio Nobel para medicina o fisiología en 1922, por sus descubrimientos concernientes a la producción de calor en los músculos.
[24] Fisiólogo y biofisiólogo británico que gano en 1963 el premio Nobel para medicina o fisiología por su trabajo con Alan Lloyd Hodgkin sobre las bases de los potenciales de acción.

musculares sobre las junturas articulares en el logro funciones de caminar y subir escaleras. Por otro lado los investigadores buscan apreciar la relación entre el control humano motor y la dinámica de los sistemas de análisis de paso. Los deportistas y sus entrenadores usan las técnicas de análisis de paso en la interminable tarea de lograr mejores rendimientos mientras se evitan las lesiones. Los creadores de equipo deportivo, por otro lado, buscan cuantificar los avances percibidos sobre sus productos. [5]

4.1.3. Divisiones del ciclo de marcha

4.1.3.1. Equilibrio monopodal y bipodal

Los laboratorios de análisis de marcha por convención internacional describen la trayectoria seguida por el miembro inferior derecho, que divide el ciclo de marcha en una fase de apoyo, durante la cual trabajan los músculos estabilizadores, y una fase de oscilación, durante la cual el miembro inferior, flexionado en la rodilla avanza para llegar al suelo, figura 99.

Inestabilidad del periodo de doble apoyo

Al pensar en periodo de doble apoyo (DA) no se debe pensar como el apoyo estable y firme de los dos pies en toda su superficie. Se trata de un contacto final de los dedos (abandonando el suelo) en un lado, y el inicio de la carga en una pequeña parte del talón (pie que toca el suelo) en el otro. Se debe considerar el periodo DA como una fase de reestabilización entre dos equilibrios sobre un solo pie. Todo el cuerpo del sujeto sufre desplazamientos laterales sucesivos cuya amplitud hay que frenar, hasta detenerlos con el pie de apoyo antes de volver a empezar en sentido inverso. [6]

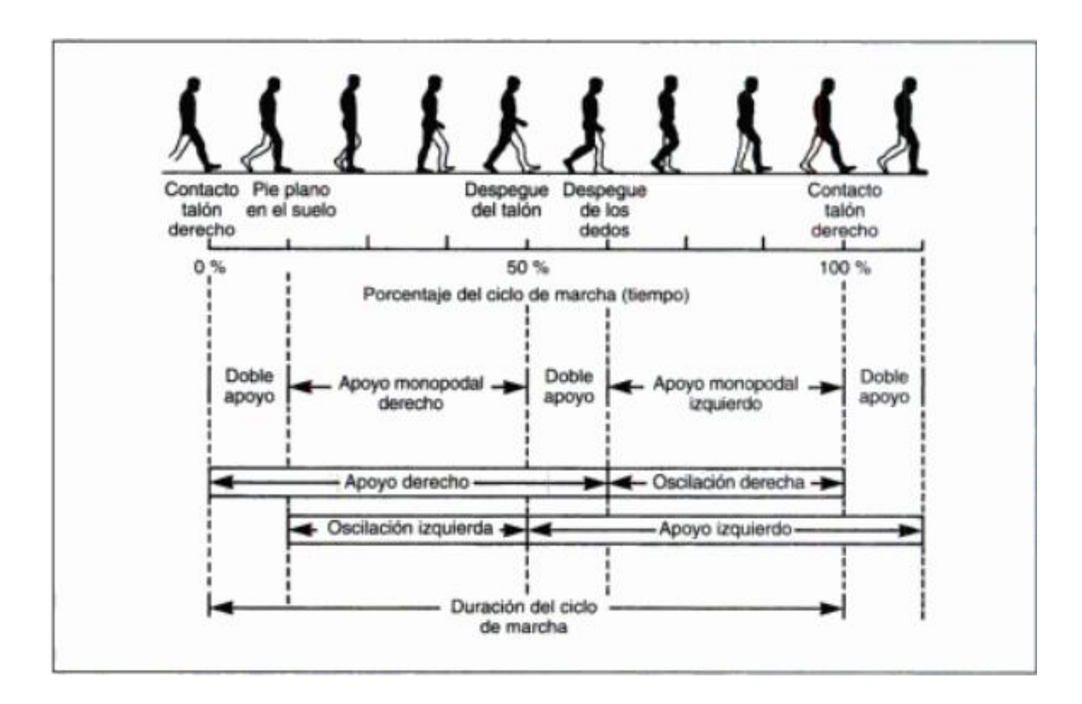


Figura 99. Divisiones del ciclo de marcha. La fase de apoyo corresponde a la toma de equilibrio monopodal, el peso del cuerpo sobre la vertical de un solo pie. Las fuerzas musculares se concentran durante esta fase simultáneamente sustentadora y equilibradora. La fase de oscilación (del miembro inferior que estaba en apoyo) corresponde a la actividad de buscar el suelo delante de sí mismo con el fin de avanzar. La actividad muscular es mínima.

Imagen tomada de Gerard Asencio, Yves Blanc, Jean-Marie Casillas, Michele Esnault, El-Mostafa Laassel, Serge Mesure, Jacques Pélissier, Georges Francois Pennecot, Francois Plas, Christine Tardieu, Éric Viel. ***La marcha humana, la carrera y el salto.*** *Biomecanica, exploraciones, normas y alteraciones. Ed. Masson. Pag 19.*

Fase oscilante del miembro inferior libre

La fase de oscilación representa el 40% del tiempo total del ciclo. El miembro inferior despegado del suelo pasa bajo el tronco, con la rodilla flexionada, para llegar al suelo delante del sujeto. Esta fase merece observarse porque suele ser alterada por disfunciones musculares, especialmente rigideces y desincronización de la coordinación por espasticidad[25]. Los músculos están casi inactivos durante esta fase. El miembro inferior se comporta como un péndulo doble, el movimiento depende, sobre todo, del movimiento inicial (velocidad angular del músculo). A partir de esta aceleración, el muslo y la pierna se comportan como un péndulo obligado que no requiere control muscular, péndulo que posee una trayectoria predeterminada. Un débil control muscular le permite al sujeto reaccionar rápidamente ante la aparición de obstáculos durante el camino y evitar tropezar

[25] Síntoma que refleja un trastorno motor del sistema nervioso en el que algunos músculos se mantienen permanentemente contraídos.

con los dedos o caer. La fase de oscilación del miembro inferior termina en el instante preciso en el talón libre retoma el contacto con el suelo. [7]

4.1.4. Esfuerzo muscular controlado durante las dos fases del ciclo de marcha

El ciclo de marcha completo se define, según normas internacionales, desde un contacto de talón hasta el siguiente contacto de talón del mismo pie. Por convención, los resultados de trabajos de laboratorio expresan los resultados relativos al miembro inferior derecho. La actividad muscular se analiza a partir de los segmentos más distales, porque durante la marcha solo el pie es estable, y los demás segmentos del cuerpo son móviles. El anclaje por parte de los músculos del punto fijo es el pie.

4.1.4.1. Accion de los músculos durante la fase de apoyo

Durante la primera parte del ciclo, la fase de apoyo o de carga, figura 100, el miembro inferior se ve sometido a fuerzas de compresión porque todo el peso de cuerpo cae sobre un solo pie. Una actividad muscular bastante pronunciada se manifiesta durante esta fase, y los músculos activos se denominan músculos de apoyo. Las acciones musculares de estos músculos se reparten entre la amortiguación de impactos, el frenado viscoelástico de estabilización, la aceleración de segmentos y la protección del esqueleto óseo mediante contracciones estabilizadoras. [8]

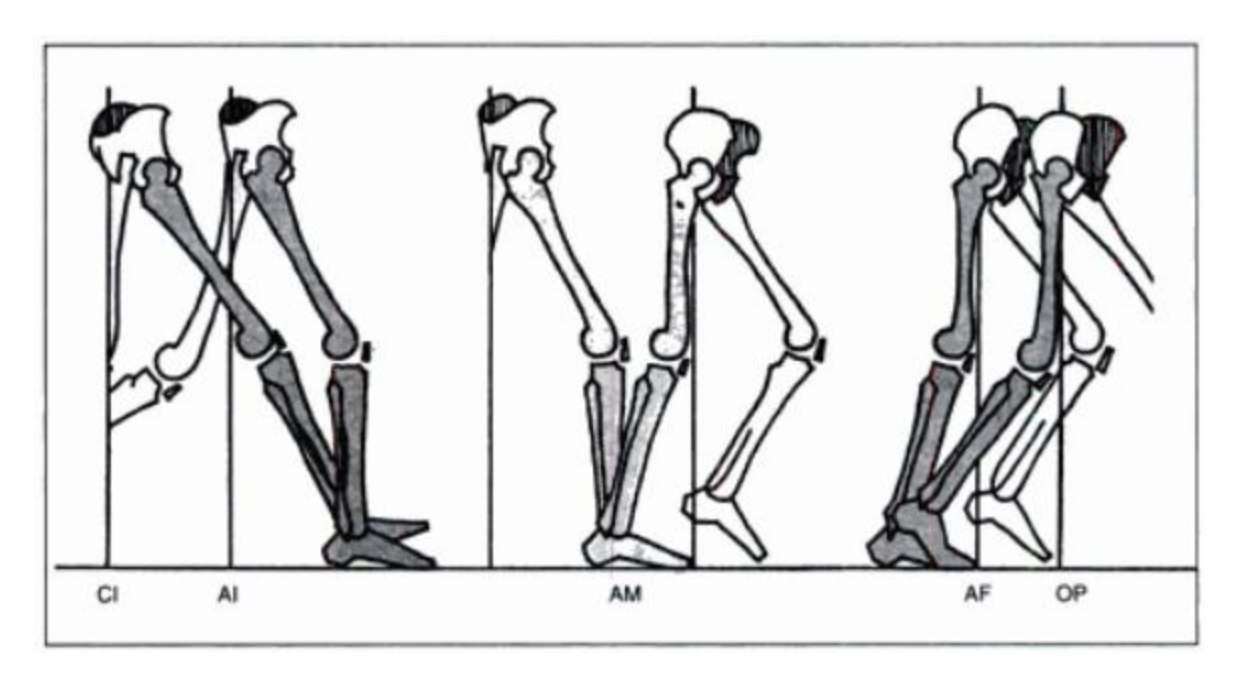


Figura 100. Fase de apoyo del ciclo de marcha. CI, contacto inicial: el talón contacta el suelo. AI: fase inicial del apoyo, el miembro inferior asegura el apoyo. AM, fase media del apoyo: inicio del apoyo monodal, el tronco llega a situarse sobre la vertical del pie. AF, fase de apoyo final: el tronco pasa delante del pie de apoyo. OP, fase previa de oscilación: contacta el pie contralateral y acaba con el despegue del ante pié.

Imagen tomada de Gerard Asencio, Yves Blanc, Jean-Marie Casillas, Michele Esnault, El-Mostafa Laassel, Serge Mesure, Jacques Pélissier, Georges Francois Pennecot, Francois Plas, Christine Tardieu, Éric Viel. ***La marcha humana, la carrera y el salto.*** *Biomecanica, exploraciones, normas y alteraciones. Ed. Masson. Pag 22.*

4.1.4.2. Primer tiempo de la actividad muscular

Se trata del sujeto caminando, no al inicio del paso. El contacto del talón con el suelo se ha considerado como acontecimiento de partida del análisis de marcha y eventualmente de las cojeras. Durante este periodo muy breve, prima la necesidad de estabilidad porque la rodilla corre el riesgo de flexionarse y la pelvis se va a encontrar rápidamente en posición de inestablidad potencial

Contacto de talón: justo antes que el talón del individuo entre en contacto con el suelo, los músculos del compartimento anterior están en pretensión. Contribuyen de manera importante a amortiguar el impacto e impedir que el antepie golpee secamente el suelo.A nivel de la rodilla, el cuádriceps también se anticipa y prepara su acción para impedir una flexión demasiado marcada. Cuanto más aumenta la velocidad de la marcha, mas importante es la flexión de la rodilla en el momento del contacto con el suelo, y mayor demanda de los cuádriceps. Para estabilizar la pelvis, los músculos laterales aumentan la tensión antes del contacto del suelo, y permanecen activos durante todo el apoyo

monopodal. Se trata del glúteo medio y del deltoides glúteo Farabeuf, compuesto por la cintilla iliotibial sometido a la tracción de las fibras superficiales y laterales del glúteo mayor y del tensor de la fascia lata. [9]

4.1.4.3. Segundo tiempo principal

Cuando el individuo esta en equilibrio monopodal, el peso de la unidad cabeza-brazo-tronco pasa por la vertical de este pie único, creando las solicitudes del apoyo monopodal. Es entonces cuando las actividades musculares son mayores. Se pueden dividir en dos tipos: estabilidad anteroposterior y estabilidad lateral. Los músculos intrínsecos del pie se contraen en el momento de la carga del pie. Entre ellos, el tibial posterior desempeña un papel importante de sujeción y protección del pie durante la marcha. [10]

4.1.5. Parámetros de la marcha

A continuación se definen algunos parámetros de la marcha, figura 101:

Largo de paso (step): La distancia del evento de un pie al evento subsecuente del otro pie. El largo del paso derecho es la distancia del talón izquierdo al talón derecho, cuando ambos pies están en contacto con el terreno.

Largo de zancada (stride): La distancia desde el contacto inicial de un pie hasta el siguiente contacto inicial del mismo pie. Algunas veces es referido como largo del ciclo.

Velocidad: Es la velocidad horizontal promedio del cuerpo, a lo largo del plano de progresión medido sobre una o más zancadas. Típicamente esto es reportado como centímetros por segundo.

Cadencia: El número de pasos por unidad de tiempo, representados como pasos por minuto.

Estos parámetros temporales pueden ser modificados entre individuos por la talla, la edad, patologías y trastornos locomotores entre otros aspectos. [11]

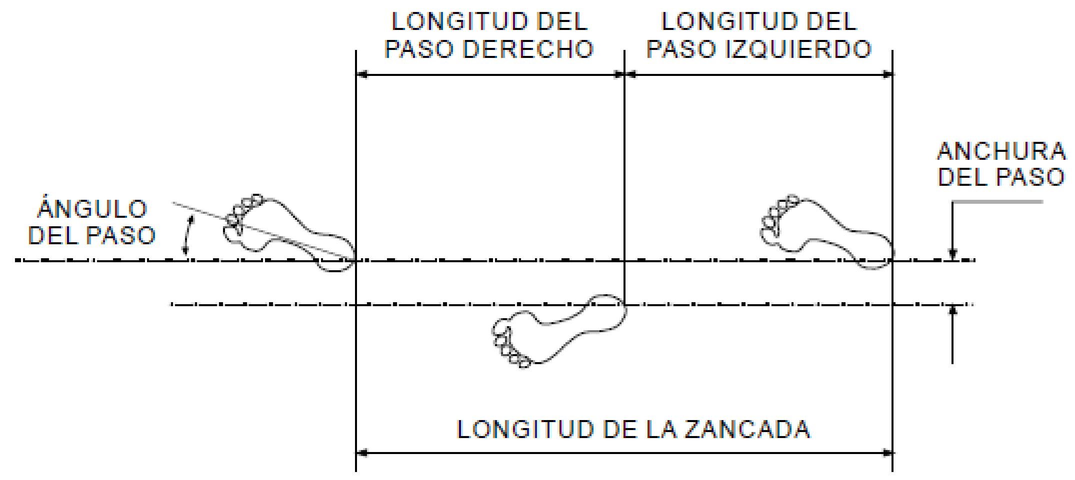


Figura 101. Parámetros de la marcha

Imagen tomada de http://www.tdr.cesca.es/TESIS_UV/AVAILABLE/TDX-1115107-102744//beseler.pdf

4.1.6. Electromiografía dinámica

La actividad de la superficie muscular baja es evaluada con sistemas EMG, con respecto al tiempo y la intensidad de la contracción. Las variables en la recolección de datos que afectan la calidad de la señal EMG incluyen la colocación de los electrodos de grabación, la distancia entre ellos, las condiciones superficiales de la piel, la distancia entre el electrodo y músculo a medir, amplificación y filtración de la señal, y la razón de adquisición de datos. Las características fasicas de la actividad muscular se pueden estimar desde la señal EMG cruda. Los datos del EMG se pueden también presentar como una forma de onda rectificada e integrada. Para evaluar la intensidad de la contracción, las amplitudes dinámicas del EMG son normalizadas típicamente por un valor de referencia, la amplitud del EMG durante una contracción voluntaria máxima. Este último requisito es difícil de alcanzar usualmente en pacientes que tienen control aislado limitado de músculos individuales. [12]

4.1.7. Resumen de subcapítulo

La biomecánica médica orienta su estudio al análisis del movimiento humano, para lograr dispositivos que ayuden en las insuficiencias locomotoras de algunas personas. Es decir, con el análisis de paso por ejemplo, se llevan a cabo estudios que permitan entender el complejo proceso de caminar y correr, como por ejemplo intentar entender que fuerzas intervienen y sus distintas etapas, para así poder construir mejores implantes destinados a personas que han perdido los miembros de locomoción, o para mejorar los métodos de

rehabilitación existentes. El análisis de paso es una de las pruebas más usadas, y los avances tecnológicos actuales (cámaras 3D, software de análisis, etc.), permiten que cada día se sepa más de la locomoción humana. Por último la electromiografía dinámica es la combinación de la tecnología de movimiento, con el estudio de los impulsos eléctricos de los músculos, lo que permite saber cuáles músculos son los que más intervienen en la locomoción humana, para así poder descubrir procedimientos de ayuda con respecto a ciertas patologías de movimiento.

REFERENCIAS

[1] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Biomechanics "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005
Cap. (4): p. 150-151.

[2] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Biomechanics "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005
Cap. (4): p. 151.

[3] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Biomechanics "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005
Cap. (4): p. 159-160.

[4] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, *Joseph D. Bronzino, Biomechanics "Introduction to Biomédical Engineering"*, Second Edition, 2005
Cap. (4): p. 163-191.

[5] Davis, R. B., DeLuca, P. A., Õunpuu, S. "Analysis of Gait."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 446.

[6] [7] Yves Blanc, Jean-Marie Casillas, Michele Esnault, El-Mostafa Laassel, Serge Mesure, Jacques Pélissier, Georges Francois Pennecot, Francois Plas, Christine Tardieu, Éric Viel. *La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecanica, exploraciones, normas y alteraciones. Ed. Masson. Pag 18-20.*

[8][9][10] Yves Blanc, Jean-Marie Casillas, Michele Esnault, El-Mostafa Laassel, Serge Mesure, Jacques Pélissier, Georges Francois Pennecot, Francois Plas, Christine Tardieu, Éric Viel. *La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecanica, exploraciones, normas y alteraciones. Ed. Masson. Pag 18-20.*

[12] Gerardo Caudillo Sosa, *Análisis de la marcha*
T.O.C. 2003. Pag 4

[12] Davis, R. B., DeLuca, P. A., Õunpuu, S. "Analysis of Gait."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 446.

4.2. BIOMECANICA DEPORTIVA

La biomecánica deportiva tiene como objetivo aumentar el rendimiento de los atletas sin exponerlos a heridas, es encontrar formas de ayudarlos, detectando las fallas en la práctica actual que están realizando. Es así como los entrenadores escogen o diseñan las mejores técnicas para mejorar el rendimiento de sus propios atletas. Luego de establecer que técnica debe ser usada en un momento dado, el entrenador se enfrenta a la tarea de detectar y corregir las nuevas fallas que pueden surgir durante su ejecución. La mayor dificultad sin embargo es la localización de la causa de dicha falla. En resumen si un entrenador posee conocimiento de los sistemas fisiológicos, puede saber qué cantidad de repeticiones, cantidad de esfuerzo puede realizar el atleta bajo su cuidado, pero si además posee conocimientos de biomecánica puede saber reconocer las mejores técnicas a utilizar por él o ella. En este subcapítulo se hablará de algunos conceptos de la biomecánica deportiva más relevantes, además de un caso de aplicación de esta rama de la ciencia, lo que dará una idea al estudiante de su objetivo.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.2.1. Conceptos

4.2.1.1. Importancia de la biomecánica deportiva

Aunque son muchas las personas interesadas en las técnicas deportivas, de una u otra manera, tres grupos pueden distinguirse: *los entrenadores, los profesores de educación física y los atletas.* Ya que cada uno de estos grupos tiende a ver las técnicas deportivas de una manera algo diferente, la importancia del conocimiento de la biomecánica puede ser considerada para cada uno de ellos.

Para el educador físico: los conocimientos que debe poseer no deben limitarse a la parte pedagógica y fisiológica. Entre más integro sea el educador físico en su manera de concebir y llevar a cabo su trabajo, más eficiente será. Por esta razón, los conocimientos en biomecánica le proporcionan una herramienta que le permite un análisis más integral de su profesión.

Para el entrenador : la importancia de los conocimientos en biomecánica para el entrenador son más especializados para el entrenador que para el profesor de educación física, pues el entrenador se especializa en un deporte en particular y por otra parte tendrá mucho más importancia en cuanto dicho deporte dependa en gran medida de la técnica. Debido a que los entrenadores trabajan en el máximo rendimiento y dado que este depende de la

precisión en los detalles, entonces el entrenador debe conocer con mayor precisión la biomecánica, en orden a establecer estos detalles.

Para el atleta: Cuando un atleta posee un conocimiento claro de los detalles y las causas que pueden mejorar o que empeoran su movimiento, el puede y de hecho logra mejorar su técnica. El aprendizaje de la técnica se lleva a cabo de una manera más eficiente cuando el alumno puede establecer la relación entre la causa y el efecto de un movimiento. Desde este punto de vista, la biomecánica es un instrumento muy valioso para los atletas en el sentido de que este conjunto de conocimiento le provee de respuestas a muchos de los interrogantes en lo referente al porqué de la técnica.
[1]

4.2.1.2. Formas de movimiento

De forma general, todos los movimientos pueden ser descritos como movimientos de traslación, de rotación o alguna combinación de ellos.

Traslación: también llamado movimiento lineal, tiene lugar cuando un cuerpo mueve todas sus partes de tal manera que todas recorren el mismo espacio, en la misma dirección, en el mismo intervalo de tiempo. Una manera de determinar si el movimiento de un cuerpo en particular es de tipo traslacional es considerar el movimiento de una línea dibujada arbitrariamente sobre el cuerpo, si durante el movimiento la línea permanece con la misma longitud y siempre está paralela a la posición inicial, se puede concluir que el movimiento es traslacional.
Un cuerpo puede tener un movimiento de translación que describe una trayectoria rectilínea (como en el caso de un patinador deslizándose en la pista), una trayectoria curvilínea (como en el caso de un paracaidista que cae libremente luego de saltar desde un avión) o una trayectoria no lineal (como en el caso de un esquiador que se desliza sobre un terreno ondulado), figura 4. [2]

Rotación: El movimiento rotatorio (o movimiento angular) tiene lugar cuando todas las partes de un cuerpo se mueven a lo largo de una trayectoria circular alrededor de una línea (considerada como eje de rotación), con el mismo ángulo, al mismo tiempo. Este eje de rotación puede pasar o no por el cuerpo, pero siempre es perpendicular al plano de rotación, figura 5. Ejemplos de este tipo de movimiento se encuentran en el gimnasta que realiza un girasol en la barra, o en todos los movimientos segmentarios del cuerpo al realizar una flexión o una extensión. [3]

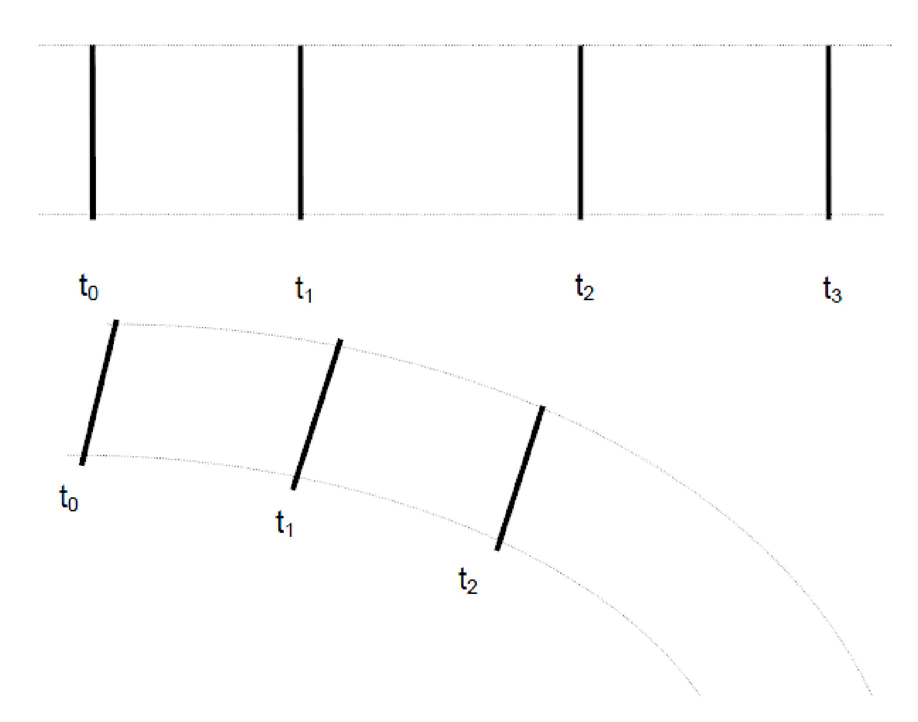


Figura 102. Movimientos traslacionales

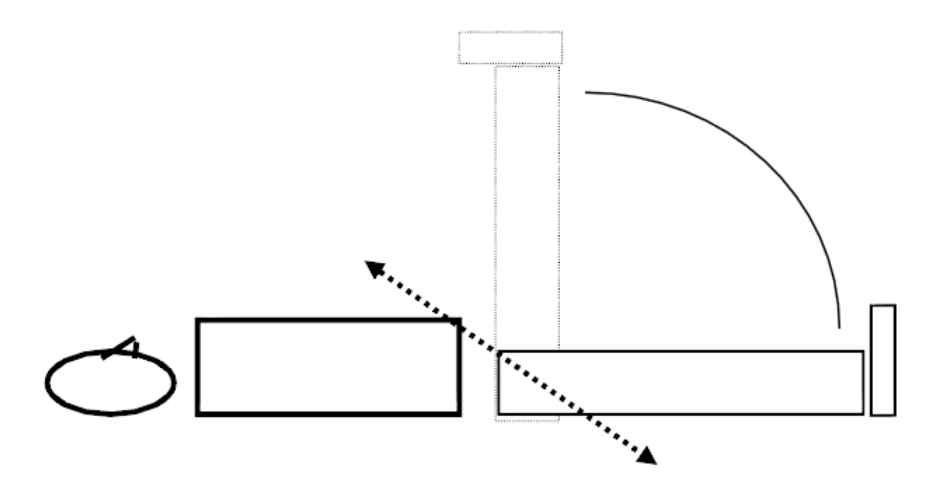


Figura 103. Movimiento rotacional

Imágenes tomadas de Gustavo Ramón S, Biomecánica deportiva Introducción al curso de Biomecánica Deportiva. Pag 3 y 5.

Movimiento mixto o general: mientras la rotación es un movimiento más común que la traslación en las técnicas deportivas, mucho más común es el movimiento mixto o general. Un ciclista que corre, por ejemplo, traslada su tronco en una trayectoria casi rectilínea, mientras que sus piernas realizan movimientos rotatorios. [4]

4.2.2. Centro de gravedad

Para describir un movimiento como saltar, correr, lanzar, se requiere determinar la fuerza neta, y sus componentes necesarias, las cuales se dividen en externa (la gravedad) e interna (fuerza muscular del ser humano). La posición del centro de gravedad, figura 6, afecta al movimiento, y es por ello que los entrenadores deportivos deben saber cómo encontrarlo, cómo manejarlo. El centro de gravedad es un punto dentro o fuera del cuerpo donde se puede decir que se aplica la fuerza de gravedad.

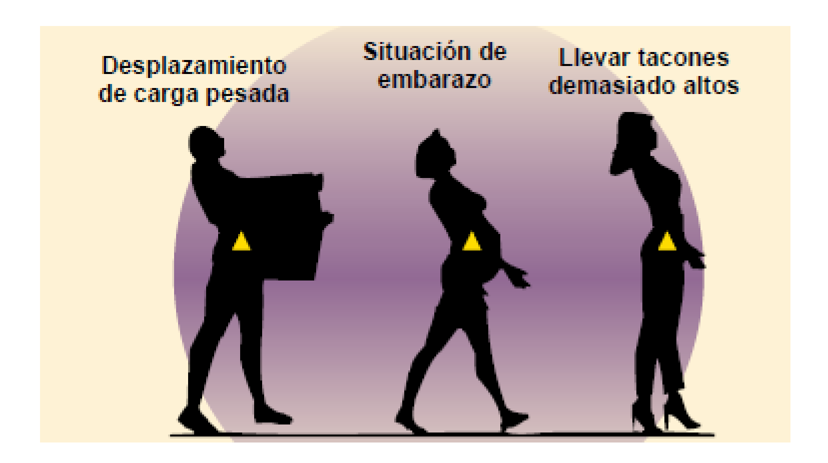


Figura 104. Ajustes posturales producidos por sobrecargas, embarazo y tacones demasiado altos. Para mantener el equilibrio, el centro de gravedad debe encontrarse sobre la vertical y dentro del área de apoyo. *El Triángulo amarillo indica el centro de gravedad.*

Imagen tomada de Patricia de la Peña Sobarzo, Biomecánica deportiva, El faro, Agosto de 2008. Pag 8.

Por ejemplo, un clavadista al saltar mueve sus brazos para desplazar su centro de gravedad, lo cual permitirá que ejecute un mayor número de giros o movimientos antes de llegar al agua. En el caso del Salto Fosbury, que consiste en correr hacia la barra y sobrepasarla lanzándose de espalda, el centro de gravedad pasa por debajo de la barra del obstáculo, lo que hace que la energía total sea menor a la empleada con el salto de frente. En el deporte, la biomecánica ha sido de gran utilidad, ya que no sólo ha dado a conocer las condiciones físicas para que el cuerpo realice mejor algunos movimientos, sino también para crear aditamentos que los faciliten o protejan las partes del cuerpo más expuestas; por

ejemplo, los diferentes tipos de calzado que hacen más fáciles o seguras las prácticas deportivas.
El estudio de la biomecánica permite no solamente que los atletas mejoren el rendimiento, sino que incide en forma directa en nuestra vida cotidiana: desde cómo elegir una postura correcta al sentarse, hasta la rehabilitación de personas con problemas en el desplazamiento. [5]

4.2.3. Método de la biomecánica deportiva

El método de la biomecánica deportiva es la forma fundamental de investigación. La teoría de la biomecánica fundamenta su método. El método, a su vez, determina las posibilidades de obtención de nuevos datos, la posibilidad de aclarar de nuevas incógnitas. El método de la biomecánica, en su aspecto más general, está basado en el análisis sistémico y en la síntesis sistémica de las acciones, con la utilización de características cuantitativas, en particular, la modelación de los movimientos. En el estudio de los movimientos, la especificación del método consiste en la determinación de las formas sencillas y concretas del análisis sistémico de las acciones y de la síntesis de estas. La determinación de la composición de los elementos del sistema es una etapa del conocimiento de la integridad de la acción motora. Al analizar las características se divide mentalmente, a partir de determinadas leyes, el sistema de movimientos en las partes que lo componen. En esto consiste el *análisis sistémico de las acciones.*

El sistema de movimientos, como algo íntegro, no es simplemente una suma de las partes que los componen. Las partes del sistema están agrupadas por múltiples interrelaciones que transmiten al sistema nuevas cualidades que no son propias de cada elemento en particular (propiedades del sistema). Las formas en que se interrelacionan dichas partes en el sistema, las características de dicha interacción, son la estructura. Al estudiar las variaciones de las características, se pone en claro cuáles elementos influyen sobre otros, se determinan las causas de la integridad del sistema. En esto se pone de manifiesto la *síntesis sistémica de las acciones.*

Las características cuantitativas de los movimientos permiten construir modelos de sistema de movimientos (modelos físicos y matemáticos) a un alto nivel del análisis sistémico. Mediante la utilización de la técnica de computación se comienzan a estudiar los procesos de la dirección de los movimientos, a buscar las variantes óptimas de las acciones. La síntesis de los sistemas de movimientos se realiza tanto teórica (modelación), como prácticamente, cuando se estructuran de manera real los sistemas de movimientos, cuando se domina la técnica deportiva. El análisis sistémico y la síntesis sistémica de las acciones están indisolublemente ligados entre sí y se complementan uno al otro en la investigación sistémico-estructural.

El *método funcional* es el de más amplia utilización en las investigaciones biomecánicas contemporáneas. Este método posibilita el estudio de la dependencia funcional entre las propiedades y los estados de los fenómenos y caracterizan determinados parámetros, condiciones concretas. En este caso no se plantea la tarea de estudio de la estructura interna del fenómeno, sino que se investiga solo su función. No se puede contraponer los métodos sistémico- estructural y funcional. En esencia lógicamente, de inicio se analiza la función de todo el sistema íntegro, sin abordar su estructuración. Más adelante se examinan sus mecanismos internos. Cuando en alguna etapa, las particularidades más profundas resultan nuevamente desconocidas, se trata de conocer solo la función. La elección del enfoque y del método se determina según el planteamiento y las condiciones de la tarea de la investigación.

Hay que diferenciar el método de la biomecánica como vía general y de principio del conocimiento de los complejos sistemas de movimientos, de las metodologías parciales de la investigación biomecánica (metodologías de registro de las características y de elaboración de los datos obtenidos). No toda investigación biomecánica utiliza por completo el método de la biomecánica. Más aún, una gran parte de las investigaciones todavía se dirigen al estudio de mecanismos parciales o indicadores generales de los actos motores. Es muy importante también la elaboración de nuevas metodologías de investigación más perfeccionadas. Sin embargo para la práctica deportiva resultan particularmente necesarios los modelos integrales de la técnica deportiva como objeto de enseñanza y perfeccionamiento de la maestría técnica. Para la solución de esta tarea se emplea, de forma más completa, la investigación de los sistemas de movimientos, el estudio de su organización estructural interna. Las regularidades establecidas al estudiar los movimientos tienen un carácter preferentemente estadístico (probable), por que los efectos dependen de muchas causas no determinadas por completo. Tales regularidades son propias, en particular, de los organismos vivos. [6]

4.2.4. La biomecánica deportiva y las zapatillas de fútbol

En la actualidad, la gran cantidad e intensidad de los partidos en ligas profesionales de fútbol, ha provocado un aumento considerable en el número de lesiones y un gran interés en el ámbito de la biomecánica deportiva a la hora del diseño de la zapatilla ideal que más prestaciones técnicas aporte sin menospreciar el riesgo de lesión. Entre las lesiones más frecuentes del futbolista se observa una clara predominancia en la lesión clasificada como esguince de tobillo, lesión que junto con las lesiones de rodilla puede estar estrechamente relacionada con el calzado utilizado y con las superficies de juego.

Ciertamente no resulta sencillo seleccionar el modelo adecuado a cada pie, a las características de juego y al terreno donde se entrena y juega. Los principales requisitos que debe satisfacer todo calzado son básicamente dos: Proteger al pie y complementarlo en

sus funciones. Según el IBV[26], una de las máximas autoridades internacionales en el diseño de calzado deportivo, a la hora de elegir unas zapatillas adecuadas, es muy importante tener en cuenta el uso que se les va a dar (tipo de superficie sobre la que se va a jugar, si éstas se van a utilizar para entrenar o para los partidos, etc.) así como las características del deportista. Existe una gran variedad de jugadores, con muy diversas y variadas características. Una de las diferencias más importantes a considerar es el peso del jugador. Un mayor o menor peso orienta al investigador sobre las prestaciones de amortiguación que ha de ofrecer el calzado. El nivel deportivo es otra de las principales características a tener en consideración. En el fútbol, se suele dar el caso de que jugadores de mayor nivel prefieran sacrificar elementos de protección para que el calzado sea más ligero, y busquen un ajuste extremo que les permita mejorar el toque del balón. También suele ocurrir que prefieren suelas con un mayor agarre para ganar velocidad en los desplazamientos. El jugador debe saber que cuanto más extremo sea el ajuste y el agarre, habrá más posibilidades de sufrir lesiones. Por tanto, si el nivel deportivo es bajo y la exigencia del juego no es muy alta, o si las zapatillas van a utilizarse para entrenar, deberá prevalecer el criterio de prevención de lesiones sobre el rendimiento. Se busca entonces que las zapatillas no sean tanto unas *técnicas*, sino más bien unas zapatillas acordes con las características del jugador, que respeten su anatomía, y le proporcione cierto nivel de confort.

En el ámbito de la Biomecánica deportiva se vienen utilizado los últimos sistemas de análisis, como Biofoot/IBV para registrar presiones en los distintos modelos, o como "la bota de tacos instrumentados/IBV" para analizar cómo se producen las fuerzas en los campos fútbol. La biomecánica deportiva en este ámbito ha servido para generar, además de criterios novedosos de diseño de calzado para los campos de tierra y césped, nuevas herramientas y metodologías que permitirán continuar desarrollando conceptos ligados a la mejora del calzado de fútbol. Además, este tipo de tecnologías hacen realidad que hoy en día se pueda llegar a la individualización de las zapatillas de fútbol a las características de cada jugador. Práctica cada vez más habitual entre los equipos de fútbol profesional. [7]

4.2.5. Resumen de subcapítulo

La biomecánica deportiva tiene como fin incrementar el rendimiento y desempeño de los deportistas, principalmente profesionales. Con el análisis de los parámetros biomecánicos los entrenadores y deportistas de alto rendimiento entienden qué parámetros intervienen en sus movimientos, por lo cual se puede realizar el diseño de técnicas que mejoren el desempeño sin poner en riesgo la salud. El conocimiento de parámetros como el centro de gravedad permite además conocer de qué forma llevar a cabo los movimientos para aprovechar el punto en que incide la gravedad sobre el cuerpo, para así poder aprovechar

[26] Instituto de Biomecánica de Valencia

este factor y producir mejores movimientos, por ejemplo un clavadista dar más vueltas antes de caer en la piscina. Por último la biomecánica deportiva también es aplicada a la obtención de mejores implementos deportivos, como por ejemplo las zapatillas de futbol, con un estudio biomecánico se puede obtener una zapatilla más acorde a las necesidades de cada jugador y así aprovechar las diferentes características en cada uno de ellos.

REFERENCIAS

[1] Gustavo Ramón S, Biomecánica deportiva
Introducción al curso de Biomecánica Deportiva. Pag 3.

[2][3][4] Gustavo Ramón S, Biomecánica deportiva
Introducción al curso de Biomecánica Deportiva. Pag 4-5.

[5] Patricia de la Peña Sobarzo, Biomecánica deportiva
El faro, Agosto de 2008. Pag 8.

[6]http://www.gimnasiaalcorta.com.ar/nb_1.htm

[7]http://www.elpais.com/articulo/deportes/biomecanica/deportiva/botas/futbol/elpepidep/20040618elpepidep_16/Tes/

4.3. BIOMECANICA CARDIACA

La función primaria del Corazón es bombear sangre a través de todo el sistema circulatorio, siendo esta función fundamentalmente mecánica. Para analizar el funcionamiento biomecánico del corazón se debe comparar con el funcionamiento de una bomba eyectiva, puesto que sus parámetros de funcionamiento son equivalentes. Para lograr un buen análisis entonces se debe dividir el sistema cardiocirculatorio en tres componentes sinérgicos: el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre; en los que se establecen los conceptos físicos para realizar un estudio en los campos de mecánica de sólidos, para el análisis de la estructura de bombeo, y mecánica de fluidos, para el análisis de la circulación, con el fin de entender su función específica y deducir su participación biomecánica dentro del sistema. A continuación se trabajará los aspectos biomecánicos más relevantes con respecto al estudio que realiza la biomecánica cardiaca.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.3.1. Complejo cardiocirculatorio

La sangre fluye a través del sistema cardiovascular impulsada por la fuerza que genera el corazón con cada contracción. Desde este punto de vista, se equipara el sistema biológico con un sistema de bombeo mecánico. En ambos casos, el comportamiento del sistema se puede analizar descomponiéndolo en tres partes: el fluido (la sangre) que es el medio de transporte de masa; la red de conductos (vasos sanguíneos), a través de los cuales se desplaza el fluido, y la unidad de bombeo (el corazón), que provee la energía necesaria para impulsar el fluido y vencer las pérdidas de presión.

En cada componente, se debe considerar el comportamiento pasivo (estático), derivado de sus características estructurales y del material del cual está constituido; y el comportamiento activo (dinámico), derivado de las respuestas propias de cada componente y la reacción ante los estímulos de los otros dos subsistemas. El comportamiento pasivo es simple de modelar, aplicando las leyes físicas y las relaciones biológicas que lo rigen, pero el activo no; pues depende de muchas variables para caracterizar la respuesta de las complejas estructuras de cada componente y los efectos derivados de la interacción entre ellos.

El corazón es una estructura de sección elipsoidal, formada por varias capas, las cuales están compuestas por diversos biomateriales, conformando subestructuras que se caracterizan por una respuesta específica ante la aplicación de un esfuerzo. La relación esfuerzo-deformación (*stress-strain*) de la pared cardíaca depende de las contribuciones relativas de los constituyentes de soporte: elastina y colágeno, y del fenómeno activo dependiente de energía que se relaciona con el músculo cardíaco.

Estos elementos de soporte tienen un comportamiento diverso: unos son más elásticos, otros son más viscosos; de esta forma, cuando se unen, brindan a la estructura un comportamiento mixto de tipo viscoelastico. Debido a esta respuesta viscoelastico compleja, no se dispone de un modelo que evalúe con certeza la conducta del corazón en cada paciente, pero se puede obtener una aproximación a su comportamiento a partir de las reacciones ante los estímulos internos (presión sanguínea y tensión de pared) y externos (tejidos circundantes), aplicando los conceptos de la biomecánica.
El enfoque biomecánico del sistema cardiocirculatorio ha permitido, así mismo, plantear diversos modelos numéricos obtenidos por deducción y análisis de sus homólogos hidráulicos, con el fin de realizar simulaciones como alternativa a las restricciones que impone la realización de los complejos estudios en el sistema vivo (sea por dificultad técnica, por el riesgo sobre el paciente o por el alto costo), brindando la posibilidad de evaluar el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones fisiológicas y patológicas; ofreciendo así una visión diferente del sistema cardiocirculatorio y aportando los conceptos necesarios para el aprovechamiento de los diferentes desarrollos tecnológicos en el soporte y la asistencia cardíaca artificial.
Aunque no hay máquina hidráulica que se asemeje al corazón, debido a la singularidad de contener en sí mismo, tanto la cámara de bombeo como la fuente de energía para impulsar la sangre; el corazón se puede comparar con una bomba de desplazamiento positivo (BDP) para efectos de analizar su desempeño como bomba: del lado hidráulico, establece la relación entre la capacidad de contracción y la presión intracavitaria generada, y la relación entre la presión de expulsión y la salida cardiaca; mientras que del lado energético, establece la cantidad de energía que consume para expulsar la masa sanguínea a una presión específica.[1]

4.3.2. Biomecánica del corazón

Las deducciones biomecánicas en el sistema cardiovascular se apoyan en conceptos físicos, que conllevan la interpretación fisiológica del corazón como bomba eyectiva. El comportamiento mecánico del corazón depende en este sentido de: la estructura y geometría de las cámaras cardíacas (morfología, espesor y diámetro), las características de las fibras musculares (capacidad de contracción), el llenado cardíaco y la resistencia al flujo que impone la red vascular.

El análisis del comportamiento del sistema se plantea en términos de variables como: voltaje, elasticidad y resistencia del miocardio; densidad y viscosidad de la sangre; presión y velocidad de flujo sanguíneo; volumen expulsado, así como capacitancia y eficiencia cardíaca. [2]

4.3.3. Comportamiento del miocardio

Los biosólidos tienen un comportamiento más complejo que los sólidos inertes: están compuestos por diversos tejidos que se entrecruzan, dispuestos en capas con diferentes estructuras y orientación, y con cada una de esas capas el biosólido adquiere nuevas propiedades mecánicas. Es por esto que no hay una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación, como lo establece la ley de Hooke para los sólidos inertes, que en el caso de los biosólidos es válida sólo para pequeños rangos de deformación.

A esto se agrega el fenómeno activo de reclutamiento de fibras que responde ante una tensión determinada, presente en un sistema dinámico como el corazón. Cuando se le aplica una fuerza a un biosólido (Figura 105), el esfuerzo inducido disminuye con el tiempo, efecto denominado *relajación*; y si la fuerza se mantiene aplicada induciendo un esfuerzo constante, el biosólido continúa deformándose, efecto denominado *fluencia*. De otro lado, cuando enfrenta una carga cíclica, la deformación es dependiente del período y de las condiciones de aplicación de la fuerza, acumulando parte de la energía de deformación, que no es disipada durante el proceso de liberación, efecto denominado *histéresis*. Estos tres fenómenos caracterizan el comportamiento viscoelastico del miocardio, sin considerar el proceso activo de la contracción.

El comportamiento viscoelástico del miocardio es esencial para el llenado y vaciado de la sangre de las cámaras cardíacas: las respuestas elástica y viscosa combinadas de la pared ajustan el bombeo pulsante a las demandas de flujo sanguíneo, ya que intervienen en la regulación de las relaciones esfuerzo-deformación y presión-flujo. En este sentido, las propiedades biomecánicas del miocardio, al variar de una persona a otra, modifican las condiciones de flujo en respuesta a la demanda metabólica en cada paciente.

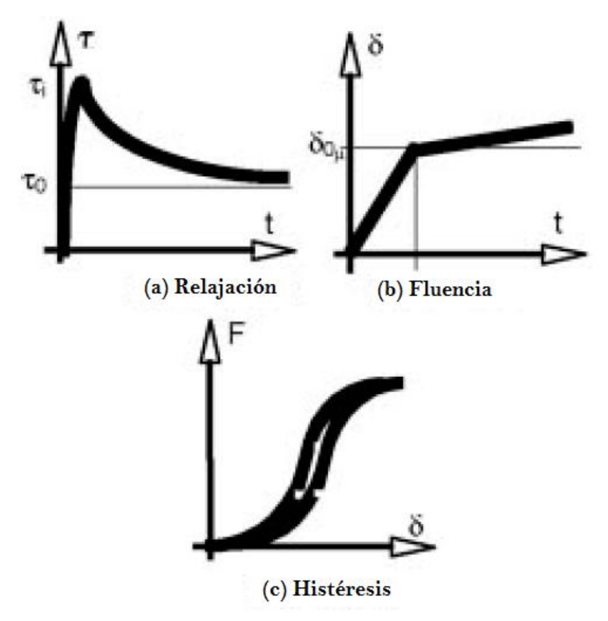


Figura 105. Comportamiento de un biomaterial

Imagen tomada de John Bustamante, Javier Valbuena. Biomecánica de la falla cardiaca. Ciencias básicas en insuficiencia cardiaca. Pag 175.

Aún no se cuenta con un modelo completamente satisfactorio para describir el comportamiento activo del miocardio; sin embargo, éste puede representarse con un modelo mecánico compuesto por un resorte y un amortiguador, donde el resorte representa las características elásticas del tejido, debidas a la elasticidad de las miofibrillas y el tejido conectivo, mientras que el amortiguador representa las características viscosas, debidas al desplazamiento de las moléculas de actina sobre las de miosina.
Los cambios derivados de procesos que conllevan fibrosis y rigidez de la pared ventricular tienen como consecuencia modelos viscoelásticos que distorsionan la respuesta normal esfuerzo-deformación, consumiendo mayor cantidad de energía de un lado, o restringiendo la capacidad de bombeo de otro.[3]

4.3.4. Tensión de pared ventricular

Es un indicador de la resistencia que se opone al acortamiento de las fibras miocárdicas durante la expulsión y al estiramiento durante el llenado. Dicha tensión depende de: la presión intracavitaria, la geometría y dimensión de la cámara y el espesor de pared. Es importante aclarar que la tensión en la pared no es un indicativo de la capacidad de contracción del corazón, más bien: el valor de tensión durante la fase de expulsión refleja la postcarga ventricular, y el valor durante el llenado refleja la precarga.
La tensión soportada por la pared cardíaca se puede deducir de la relación entre el esfuerzo de la pared de un contenedor con la presión interna de flujo y la deformación que causa sobre el recipiente que lo contiene, descrita en la denominada ley de Laplace, bajo la suposición que la pared tiene una conformación homogénea y que la presión interna se distribuye uniformemente contra ella, para que genere una tensión distribuida.
Según la ley de Laplace la tensión de la pared (T), varía con los cambios de la presión interna de flujo (Pi) y el radio (R) de la cámara:

$$T = P_i R$$

De forma clínica, se puede calcular la tensión, suponiendo la geometría cardíaca como un elipsoide, con diámetro menor o transversal (d) y diámetro mayor o longitudinal (D), con un espesor de pared (h), en la que la presión intracavitaria (P) genera tensión en dos direcciones: una tensión circunferencial (TC) y una tensión meridional (TM), que se calculan con las expresiones:

$$T_C = \frac{Pd(2D^2 - d^2)}{4\mathrm{h}(\mathrm{D}^2 + d\mathrm{h})}$$

$$T_M = \frac{Pd^2)}{4\text{h}(\text{d}+\text{h})}$$

Del análisis de estas expresiones, la geometría ventricular llega a ser un factor muy importante en la falla cardíaca, la cual puede determinar el detrimento del comportamiento energético del miocardio. Los cambios de geometría elipsoidal normal a esferoidal, como sucede en la cardiomiopatía dilatada, implican la generación de mayor tensión en la pared, efecto que por sí mismo agrava el estado funcional del corazón. [4]

4.3.5. El corazón como bomba eyectiva

En el corazón, se presenta un fenómeno periódico que incluye una activación eléctrica, seguida por una cadena de eventos mecánicos: en función de la contracción (que implica el acortamiento del músculo) y en función del bombeo (que implica la expulsión sanguínea), fenómeno denominado acoplamiento electromecánico.
Para evaluar el desempeño del corazón, se usa la relación presión- volumen (*P-V*), estableciendo una analogía entre el ciclo cardíaco y el ciclo de desplazamiento positivo de la bomba mecánica (Figura 106), que consta de cuatro fases:

1. *Compresión (tramo C-D:* En el caso mecánico, se cierra la válvula de entrada y el émbolo empieza a comprimir el fluido contra el cilindro; mientras que en el corazón se acorta la longitud de las fibras y se aumenta el espesor de la pared, disminuyendo el volumen de la cámara.

2. *Descarga (tramo D-A):* Se abre la válvula de salida y el fluido es expulsado: en la bomba mecánica a presión constante y en el corazón a presión variable.

3. Descompresión (tramo A-B): Se cierra la válvula de salida y el émbolo empieza a retroceder, produciendo una rápida reducción de la presión. En el corazón ocurre un proceso semejante por relajación de la pared.

4. *Llenado (tramo B-C):* Se abre la válvula de entrada y se llena la cámara de fluido, a presión constante en el caso mecánico. En el corazón, este proceso se debe a la interacción entre los fenómenos elásticos de la pared y de flujo de retorno sanguíneo. Aquí pueden analizarse los trastornos que llevan a un inadecuado suministro de flujo por parte del corazón. El generador del bombeo mecánico equivale al corazón, el caudal que sale de la bomba equivale a la salida cardíaca, la

inertancia[27] del circuito hidráulico corresponde a la masa sanguínea, la resistencia hidráulica equivale a la resistencia vascular y la capacitancia hidráulica corresponde a la *compliance* vascular.

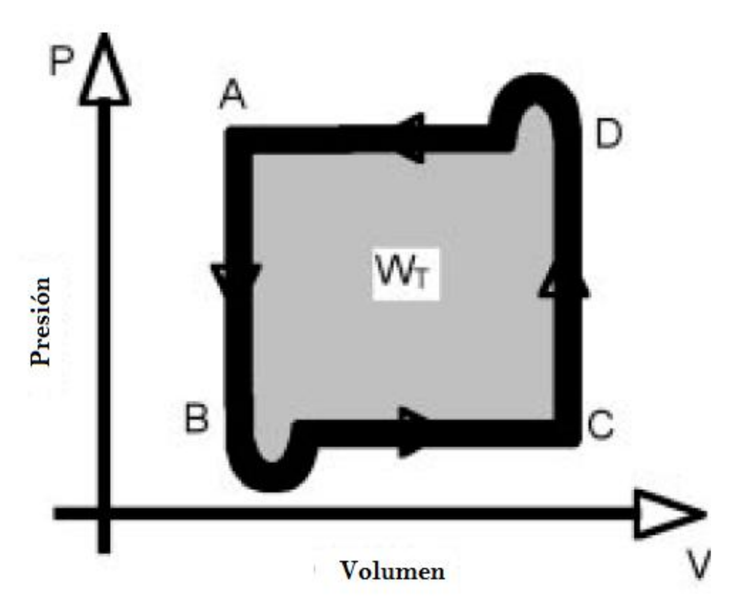


Figura 106. Ciclo mecánico de desplazamiento positive

Imagen tomada de John Bustamante, Javier Valbuena. Biomecánica de la falla cardiaca. Ciencias básicas en insuficiencia cardiaca. Pag 176.

El corazón tiene un punto de operación límite, hasta el cual es capaz de cubrir las condiciones de operación impuestas por el sistema circulatorio; al sobrepasar dicho punto (por aumento de la impedancia vascular), aunque el corazón funcione adecuadamente, se deterioran las condiciones de operación. Por lo tanto, los incrementos severos de: masa sanguínea circulante
(Inertancia), depósitos vasculares de sangre (capacitancia), resistencia hidráulica periférica (resistencia), o rigidez de la pared vascular (elastancia), disminuyen el flujo que pasa a través del circuito, tornándolo inadecuado para las necesidades del organismo.
Si la causa de la falla es la reducción de la eficiencia del bombeo cardíaco, debido a: inhabilidad del miocardio para producir suficiente fuerza contráctil, anormalidades estructurales de la bomba o disfunción de la relajación y del llenado ventricular, se denomina falla cardíaca primaria; la cual puede originarse en alteraciones tanto de la función de expulsión (disfunción disfunción sistólica) como del llenado ventricular (disfunción diastólica). [5]

[27] Se llama inertancia a la masa mecánica de todo el conjunto, o sea su peso.

4.3.6. Salida cardíaca

La bomba cardíaca opera con el principio de desplazamiento positivo según el cual la expulsión se produce por reducción del volumen de la cámara. En una bomba mecánica de pared rígida, el volumen expulsado (V) en cada ciclo es constante, por lo que el caudal (Q) varía sólo con los cambios de frecuencia de operación (f):

$$Q=Vf$$

En lugar de ello, en las bombas de pared elástica, como el corazón, el volumen de trabajo puede variar en situaciones fisiológicas y patológicas, por lo que la salida cardíaca (CO) varía con los cambios de frecuencia (HR) y de volumen de expulsión ($V(t)$):

$$CO=HR\ x\ V(\mathrm{t})\ (6)$$

La salida cardíaca depende de:

1. *Precarga:* relacionada con el volumen ventricular de fin de diástole.

2. *Postcarga:* relacionada con la resistencia vascular periférica o presión vascular.

3. *Contractilidad:* capacidad del miocardio para compensar la pre y postcarga.

Aunque en las bombas mecánicas es poco usual variar la frecuencia de operación, por la ineficiencia derivada de las pérdidas energéticas, y corresponde variar la capacidad de la cámara de bombeo, el corazón utiliza esta variable para ajustar la demanda de sangre, ya que al aumentar la frecuencia cardíaca hasta cierto valor crítico no reduce su eficiencia de operación.

Cuando se genera flujo pulsante por medio de una bomba de desplazamiento positivo con cámara de bombeo flexible, la cual emula mejor el funcionamiento del corazón, se puede observar que, manteniendo constante la frecuencia de operación, un incremento de viscosidad del fluido (que aumenta la impedancia circulatoria) provoca una reducción del caudal; y esta reducción se compensa con un incremento en la presión de operación del dispositivo de bombeo. En otros términos, una bomba de desplazamiento positivo de pared elástica, a diferencia de una de pared rígida, compensa los aumentos de resistencia hidráulica con disminución del flujo. Por otro lado, cuando en un dispositivo de cámara de bombeo flexible se aumenta la frecuencia de operación, manteniendo constante la viscosidad, se aumenta el caudal, y la presión de pulso tiene una disminución leve.

El corazón también varía el caudal con los cambios de la presión de descarga, la cual depende de los cambios de resistencia vascular. Es decir, los aumentos de resistencia

vascular periférica deben ser cubiertos con incrementos de la presión cardíaca (presión de bombeo) para mantener el mismo flujo sanguíneo (CO).
En las personas con entrenamiento físico, la respuesta del corazón ante un aumento de requerimientos de flujo es cubierta en su mayor parte por un aumento de la contractilidad, y es complementada con un aumento de la frecuencia cardíaca, pues el miocardio está en capacidad de aumentar la presión que se requiere para cubrir el incremento de resistencia vascular. En cambio, en las personas con poco entrenamiento físico o con problemas del corazón, el miocardio no tiene suficiente potencia para enfrentar los incrementos de presión, entonces recurre a un aumento de frecuencia para aumentar el caudal, que además en algunas oportunidades está acompañado de una leve disminución de la presión por reducir el volumen del ciclo. Esto hace que dicha respuesta sea limitada y reduzca su eficacia al incrementar el esfuerzo del miocardio, dando origen a la disfunción ventricular.
De igual manera, alteraciones de la activación eléctrica cardíaca por disfunción tanto en la generación como en la transmisión de estímulos, puede llevar a que el corazón no logre adaptarse a diferentes situaciones de exigencia de suministro sanguíneo. Bradicardia severa, taquicardia extrema o bloqueo de la conducción del estímulo eléctrico hacia los ventrículos, provocan deficiencia en el bombeo cardíaco. La fibrilación ventricular causa contracción caótica de la pared cardíaca, que lleva a un inapropiado bombeo, convirtiéndose en una disfunción hidrodinámica grave. En la fibrilación auricular, los estímulos conducidos a los ventrículos son bastante irregulares, produciendo variación del tiempo de llenado ventricular, esto junto con la pérdida de contracción efectiva de la aurícula, llevan a una reducción del volumen latido. [6]

4.3.7. Modelos biomecánicos

Para evaluar el comportamiento dinámico normal o patológico del sistema cardiovascular se pueden elaborar modelos obtenidos por comparación con sus homólogos hidráulicos, que pueden ser físicos o matemáticos. Los modelos físicos son aproximaciones en símiles hidráulicos, mientras que los modelos matemáticos son una representación del sistema real mediante ecuaciones que caracterizan las funciones y elementos de operación.
Aunque es difícil elaborar un modelo completo del sistema cardiovascular, de un lado por las muchas variables que intervienen y de otro por las complejas relaciones entre sus componentes, que llevan a modelos demasiado complejos y difíciles de resolver; de las observaciones experimentales del sistema, se pueden fijar unas condiciones que simplifican el tratamiento de cada subsistema y facilitan la solución de los modelos.
Para la construcción del modelo cardíaco se debe considerar las características de los elementos biomecánicos, como la configuración de redes en las secciones vasculares, el aparato valvular, la viscoelasticidad de los componentes y las propiedades de la sangre; así como, el comportamiento hemodinámico del sistema. El modelo se puede simplificar suponiendo que bajo condiciones fisiológicas la sangre mantiene la densidad constante, por

lo tanto se evalúa como un fluido incompresible. Por otro lado, en la macrocirculación la sangre se comporta como un fluido con viscosidad uniforme, por lo tanto se puede considerar como fluido newtoniano. Con estos modelos, se realizan simulaciones brindando la posibilidad de evaluar el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones patológicas; como alternativa a las restricciones que impone la realización de complejos estudios en el sistema vivo, ofreciendo así un nuevo método para evaluar el sistema cardiocirculatorio.
Un caso específico es el análisis del efecto de la modificación de la forma del corazón en la eficiencia, cuando cambia su geometría elíptica normal a una globular o esférica, que tiene desventajas mecánicas significativas: en casos de dilatación sin hipertrofia o con hipertrofia excéntrica la forma del corazón tiende a ser globular, mientras que en la dilatación con hipertrofia concéntrica tiende a ser más elíptica. Existe evidencia clínica que entre corazones de similar espesor y tamaño, los que tienen forma globular están asociados con baja eficiencia para realizar trabajo eyectivo y mayor probabilidad de desarrollar insuficiencia cardíaca, a través de modelos computacionales es posible predecir los cambios en la geometría cardíaca para que un procedimiento quirúrgico de remodelación ventricular tenga mayor eficacia.[7]

4.3.8. Resumen de subcapítulo

La biomecánica realiza un estudio sobre el funcionamiento del corazón, comparándolo con un sistema mecánico, donde el comportamiento del sistema se puede analizar descomponiéndolo en tres partes: el fluido (la sangre) que es el medio de transporte de masa; la red de conductos (vasos sanguíneos), a través de los cuales se desplaza el fluido, y la unidad de bombeo (el corazón), que provee la energía necesaria para impulsar el fluido y vencer las pérdidas de presión. El corazón es el motor de todo el sistema, por lo cual su análisis biomecánico es de gran importancia, su funcionamiento mecánico se debe analizar en función de los ventrículo y del miocardio. Por ejemplo un cambio en el stress de la pared del miocardio debido a un carga hemodinámica puede causar un remodelamiento ventricular que puede alterar la geometría, estructura y hasta las propiedades de los materiales del corazón. Por último este enfoque del corazón aporta conceptos prácticos con los cuales se puede analizar la funcionalidad del sistema cardiocirculatorio bajo diferentes condiciones tanto fisiológicas como fisiopatológicas y así proporcionar el conocimiento necesario para el mejor aprovechamiento de los recursos de la tecnología médica, y facilita el diseño y mejoramiento de dispositivos cardiovasculares, así como de distintos accesos terapéuticos.

REFERENCIAS

[1][2] Andrew D. McCulloch. Cardiac Biomechanics.
Biomechanics Principles and applications.
Edited by Donald R. Peterson, Joseph D. Bronzino.Pag: 157-160.

[3] Andrew D. McCulloch. Cardiac Biomechanics.
Biomechanics Principles and applications.
Edited by Donald R. Peterson, Joseph D. Bronzino.Pag: 168-170.

[4] Andrew D. McCulloch. Cardiac Biomechanics.
Biomechanics Principles and applications.
Edited by Donald R. Peterson, Joseph D. Bronzino.Pag: 166-168.

[5][6]John Bustamante, Javier Valbuena. *Biomecánica de la falla cardiaca.*
Ciencias básicas en insuficiencia cardiaca. Pag 175-177.

[7] John Bustamante, Javier Valbuena. *Biomecánica de la falla cardiaca.*
Ciencias básicas en insuficiencia cardiaca. Pag 182.

4.4. TRATAMIENTOS ORTOPEDICOS

Los tratamientos ortopédicos son aquellas técnicas que se utilizan tanto para recuperar el movimiento de alguna parte del cuerpo, como para evitar mayores lesiones causadas por movimiento luego de algún accidente. El número de tratamientos ortopédicos que han surgido es verdaderamente numeroso, existen tratamientos casi que para cada tipo de fractura, y además nuevos tratamientos preventivos, como es el caso del tratamiento ortopédico prequirúrgico para niños con labio leporino, que tiene como objetivo el reducir la necesidad de realizar más intervenciones al paciente a medida que avanza su edad. En este subcapítulo se hablarán de los conceptos generales de la ortopedia y se hablará de un tratamiento ortopédico existente, y sus características.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.4.1. Desordenes músculoesqueléticos

Los desórdenes músculoesqueléticos son conocidos como uno de los de los problemas en la salud humana más significativos que existen hoy. En los Estados Unidos en 1999, casi 1 millón de personas estuvieron lejos del trabajo para tratar y posteriormente recuperarse de algún dolor o debilitamiento en la parte baja de la espalda o extremidades superiores. Actualmente existe aún un debate a causa de la naturaleza o grados de los desordenes músculoesqueléticos relacionados con el trabajo y el cómo reducirlos. Sin embargo está establecido que el número de individuos con este tipo de problemas apenas está empezando a crecer. De acuerdo a la organización mundial de la salud, estos problemas son llamados "condiciones relacionadas al trabajo", que pueden o no deberse a exposiciones en el trabajo. Algunos de dichas condiciones son:

- Aspectos físicos, organizacionales, y sociales del trabajo y lugar de trabajo.
- Aspectos físicos y sociales de la vida fuera del trabajo, incluyendo las actividades físicas.

Los aspectos del diseño y materiales para los dispositivos ortopédicos son grandes desafíos tanto para ingenieros como científicos. El reemplazo total de la cadera (THR) es un ejemplo que permite el explicar dichos desafíos. Realizados desde hace más de sesenta años, con el mismo concepto básico diseñado por Charnley et al. [1] El tiempo de vida de un dispositivo es de alrededor de 10 años, lo que se ha mantenido igual desde hace cinco décadas. Desde el punto de vista de diseño, una prótesis de cadera se compone de dos elementos: el componente femoral y el componente taza. El componente femoral es una placa metálica que es situada dentro de la cavidad medular del hueso femoral y termina en

la parte superior con una sección cuello conectada la bola o cabeza. El cuello acoplado a la cabeza, un componente en forma de bola que reemplaza la cabeza femoral dañada. El implante puede ser de una pieza donde la bola y la plaza son prefabricadas y se unen posteriormente, y es llamada construcción monobloque. Puede ser a su vez un dispositivo multipiezas, que es llamada construcción modular, este dispositivo es puesto por el cirujano durante la cirugía basándose en las necesidades del paciente. El componente taza es también implantado en el acetábulo[28]. El componente femoral es generalmente fabricado de materiales metálicos como el titanio, la bola por otro lado puede ser metálica o hecha de componentes cerámicos. Las tazas de la cadera son hechas generalmente de UHMWPE (Ultrahigh molecular weight polyethilene). Algunas partes de la placa femoral pueden ser recubiertas de materiales porosos metálicos o cerámicos, que son llamados implantes no cementados, o pueden no estar recubiertos si están frente a un hueso cementado, los cuales son llamados implantes cementados. Los huesos cementados estabilizan la placa metálica en el hueso femoral. Sin embargo para los huesos no cementados, el recubrimiento poroso ayuda al tejido en su reacción a la superficie de los implantes, figura 107. [2]

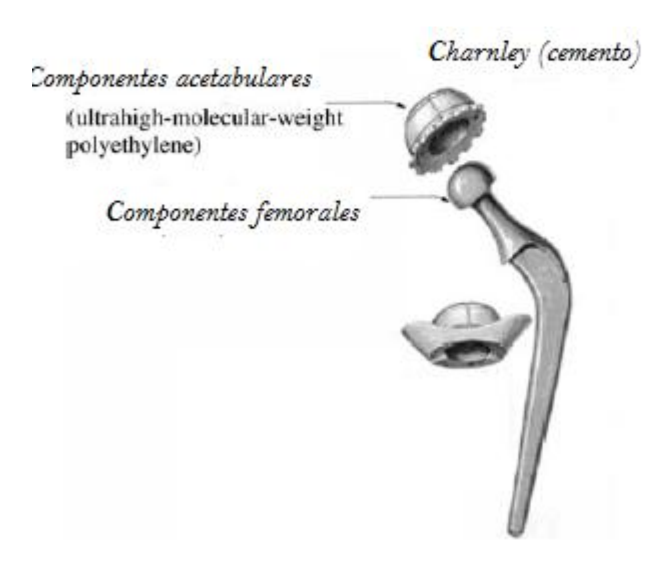


Figura 107. Ejemplo de una prótesis de cadera cementada y sus varios componentes

Imagen tomada de Amit bandyopadhyay, Susmita bose. Orthopedic Devices Materials And Design of., Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.pag 187

4.4.2. Factores para la elección de material en dispositivos ortopédicos

[28] Parte del sacro que articula con la cabeza del fémur.

La selección del material apropiado es quizás el factor más importante diseño y desarrollo exitoso de un dispositivo ortopédico. Dentro de los factores a considerar están:

Propiedades químicas y físicas: las propiedades físicas incluyen la densidad, porosidad, tamaño de las partículas y tipo de área de superficie. La composición química es probablemente la más importante propiedad química. Es importante saber que los dispositivos ortopédicos no pueden ser construidos con materiales que sean cancerígenos, siendo los materiales ideales aquellos que no entreguen iones metálicos dañosos al cuerpo. Aparte de cuando es una estructura densa, los materiales porosos son usados para construir parcialmente o completamente un dispositivo ortopédico. Si un material poroso es usado, entonces algunas de sus propiedades, como tamaño del poro, volumen del poro, e interconectividad poro a poro se vuelven importantes. Para los materiales poliméricos, la química y estructura son importantes porque materiales con la misma química, pero diferente estructura pueden mostrar diferente respuesta al usarse. Esto es particularmente importante para los polímeros biodegradables. [3]

Propiedades mecánicas: de gran importancia a la hora de la selección, entre varias propiedades mecánicas, la fuerza uniaxial y multiaxial, el modulo elástico, rigidez, fuerza de doblado, resistencia al uso, resistencia a la fatiga son las más importantes. Los requerimientos de las propiedades mecánicas están atadas directamente a aplicaciones especificas, por ejemplo, para la placa de el trasplante de cadera, debe tener una gran fuerza, bajo modulo, y una gran resistencia a la fatiga. Las propiedades mecánicas están también relacionadas a como son procesadas, por ejemplo, el probar los dispositivos cerca de su forma final puede ser una forma barata para poder lograr formas más complejas. [4]

Degradación: algunos dispositivos médicos requieren que el material sea biodegradable o biorreabsorbible, que se disolverá en el fluido del cuerpo mientras el tejido natural repara el sitio. Excepto por algunas composiciones poliméricas, la mayoría de materiales son no degradables por naturaleza. El control de la degradación es controlado por tres mecanismos básicos que son: *disolución fisiológica*, que depende del pH y composición de fosfato de calcio, *desintegración física*, que debe ser causada por ataques bioquímicos o alta porosidad, y por ultimo de *factores biológicos*, como la fagocitosis. En la mayoría de los materiales, el control es dado no solo por un factor sino una combinación de los tres. [5] La degradación controlada es muy importante, para los implantes metálicos, la preocupación más grande que hay es la corrosión. Productos de corrosión como el Níquel, cobalto, pueden formar complejos proteínico-metálicos que llevan a reacciones alérgicas. [5]

Propiedades de superficie: una vez implantado es con la superficie del tejido lo que primero vera e interactuara el dispositivo. Como resultado, la superficie química y la rigidez son importantes parámetros a la hora del diseño. Los dispositivos que son diseñados para diferentes junturas, donde el uso es un factor crítico, es preferible el uso de una superficie lisa. Pero en la mayoría de las otras superficies, donde la relación entre tejidos es necesaria, una superficie rígida o superficie con porosidad interna son preferibles para incentivar el acoplamiento físico. [6]

4.4.3. Problemas de biocompatibilidad en dispositivos ortopédicos

La biocompatibilidad es un problema muy importante con el que se debe lidiar para el diseño y desarrollo de un dispositivo, pero es usualmente considerada durante la selección de los materiales y la modificación de la superficie. Desde el punto de vista de la interacción celular, los materiales pueden ser divididos en: tóxicos, no tóxicos, bioinertes, y no tóxicos y bioactivos. Para cualquier aplicación en un ambiente fisiológico, el material debe ser no toxico. Un material bioinerte es no toxico, pero biológicamente inactivo, como el titanio. Un material bioactivos es aquel que obtiene una respuesta biológica especifica de la interfaz entre el tejido biológico y el, lo que da como resultado la formación de lazos entre el tejido y el material. Materiales celulares "en vivo", es un complejo proceso. De manera sencilla cuando un dispositivo ortopédico es instalado dentro del cuerpo, este reaccionara aislando el dispositivo por medio de la formación de fibras nerviosas alrededor del dispositivo. Si el material es bioactivo, las células de los huesos se acoplarán primero al implante para luego crecer y proliferar sobre él. Un material muestra una buena biocompatibilidad cuando las células se acoplan y crecen rápidamente en la superficie del dispositivo. [7]

4.4.4. Tratamiento ortopédico de las fracturas

4.4.4.1. Objetivos del tratamiento

Dependiendo de algunos factores los objetivos de un tratamiento pueden:

1. *Salvar la vida del paciente:* al paciente politraumatizado se le debe hacer una valoración inicial para así atender primero aquellas lesiones que ponen en peligro la vida del paciente.

2. *Salvar el miembro:* para este caso existen dos situaciones, si es una fractura simple siempre se salva el miembro, en cambio si es una fractura abierta y esta

multifragmetada con una afectación vascular, se debe realizar la amputación del miembro comprometido.

3. *Salvar la función del miembro:* si el miembro comprometido es inferior, se debe buscar la forma de recuperar las funciones motrices como el caminar. El caso contrario, es decir si es un miembro superior, se busca que dicho miembro vuelva a ser funcional y útil

En el supuesto de no poder recuperar la funcionalidad de una articulación, se realiza una *artrodesis*, que consiste en la fijación de una articulación en una posición funcional y que no le presente dolor al paciente. [8]

4.4.4.2. *Fundamentos del tratamiento*

El tratamiento como técnica se basa en 3 principios, la regla de la 3R:

Reducción: Consiste en corregir las desviaciones que se producen en la fractura. Se realiza por métodos manuales (manipulación), aunque en ocasiones se puede utilizar algún dispositivo ortopédico (mesas ortopédicas de tracción). La reducción de la fractura exige evitar el dolor y eliminar la contracción muscular. Por ello, siempre es necesario anestesiar y relajar al paciente. Para ello se debe valorar al paciente y decidir si usar anestesia local, regional o en dado caso general. La reducción manual o manipulación se consigue aplicando una tracción sobre la extremidad lesionada mientras que se realiza una contratracción. La contratracción puede ser realizada por una persona o mediante una mesa ortopédica.
Otra manera de reducir las fracturas es mediante la *maniobra de Lambotte*. Esta maniobra se realiza cuando se tiene una fractura acortada que no se puede reducir. Consiste en angular y doblar el fragmento distal de la fractura lo que se pueda hasta contactar los picos de la fractura. Una vez que ambos extremos contactan se hace palanca para conseguir reducir la fractura.
Además de la reducción manual también se utilizan mesas ortopédicas. Un ejemplo del uso de estas mesas ortopédicas seria la reducción de una fractura de fémur o tibia donde el paciente está sujeto por el periné (esta sujeción haría de contratracción) y el traumatólogo realiza la tracción de la fractura. [9]

Retención (inmovilización): Puede realizarse mediante tracción continua o mediante vendaje de yeso. La tracción continua es un medio de mantener la inmovilización, después de obtenida la reducción o sin necesidad de reducción cuando la fractura no puede controlarse

con reducción manual e inmovilización externa. Cubre tres objetivos en el tratamiento de fracturas:

- Disminuir el dolor y el espasmo muscular como medida previa a otros tratamientos
- Restablecer la longitud corriendo los desplazamientos
- Mantener la inmovilización hasta la consolidación ósea

El vendaje de yeso consiste en un rollo de venda de muselina endurecida con dextrosa o almidón e impregnado de sulfato cálcico, el cual es aplicado principalmente sobre las extremidades (brazos y piernas). [10]

Recuperación funcional: Es complementario y puede iniciarse en las articulaciones vecinas a la fractura. Por ejemplo, en inmovilizaciones de cadera y tobillo, pueden ir movilizándose las articulaciones vecinas, la articulación de la cadera y las articulaciones del pie. [11]

4.4.5. Resumen de subcapítulo

Los tratamientos ortopédicos son aplicaciones de la biomédica orientadas a mejorar o recuperar el movimiento de alguna parte del cuerpo. Los más conocidos son aquellos tratamientos de movimiento en piernas y brazos, puestos que estos son los primeros que surgieron y los mas aplicados. También existen tratamientos para los desordenes músculoesqueléticos, causados por los malos ambientes de trabajo o por causas relacionadas a actividades físicas. Un aspecto importante en el uso de los tratamientos ortopédicos es la biocompatibilidad de los materiales usados, puesto que una reacción desfavorable no controlada podría causar molestias al portador, o incluso llegar a causar infecciones que pongan en riesgo la vida del mismo. Por último existen tratamientos ortopédicos para las fracturas como el mencionado en este capítulo, el cual tiene como objetivo, ya sea salvar la vida del paciente, el miembro bajo tratamiento, o la función que realiza dicho miembro.

REFERENCIAS

[1]Park JB. Orthopedic prosthesis fixation. In: Bronzino JD, editor. The Biomédical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press; 1995. pp. 704–723.

[2]Amit bandyopadhyay, Susmita bose. Orthopedic Devices Materials And Design of. *Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.*
Second Edition. Volume 5. Pag 187.

[3][4][5][6]Amit bandyopadhyay, Susmita bose. Orthopedic Devices Materials And Design of. *Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.*
Second Edition. Volume 5. Pag 188-190.

[7]Amit bandyopadhyay, Susmita bose. Orthopedic Devices Materials And Design of. *Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.*
Second Edition. Volume 5. Pag 191-192.

[8][9][10][11] http://www.scribd.com/doc/6712112/210-Tratamiento-Ortopedico-y-Quirurgico-de-Las-Fracturas-Comision-Maso.

4.5. INTRODUCCIÓN A LOS BIOMATERIALES Y APLICACIONES

Los biomateriales son un amplio campo dentro de la biomédica, su importancia crece día a día puesto que cada vez son más las investigaciones encaminadas a lograr un material que se adapte de forma perfecta con el organismo humano. Ya se ha hablado un poco acerca de la importancia de una buena elección de un biomaterial con respecto a los tratamientos ortopédicos, pero su importancia va mucho más allá. Solo por mencionar un ejemplo es posible encontrar órganos artificiales como el marcapasos, el cual va dentro del cuerpo del paciente, y por estar tan íntimamente relacionado con un órgano tan importante como el corazón, es de vital importancia que el material en el que este fabricado no cause ninguna reacción desfavorable posterior a su implementación. Este subcapítulo tiene como objetivo mostrar algunos conceptos importantes de los biomateriales (su clasificación se realizara en el siguiente subcapítulo). Además se hablará de una aplicación actual como lo es el implante coclear.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.5.1. Definición

Un biomaterial es aquel material que es usado o ha sido diseñado para uso en dispositivos médicos que estén en contacto con el cuerpo. [1] Tradicionalmente consisten de materiales metálicos, cerámicos o materiales poliméricos sintéticos, pero recientes avances buscan incorporar materiales derivados o inspirados por materiales biológicos, (como la seda o el colágeno). Usualmente su uso se centra en la ampliación, reemplazo, o restauración de tejido enfermo o dañado, y órganos. La prevalencia de los biomateriales dentro de la sociedad es más evidente dentro de oficinas médicas y dentales, farmacias, y hospitales. Sin embargo su influencia ha alcanzado muchos hogares, por ejemplo con creaciones como los lentes de contacto correctivos o no. [2]

4.5.2. Historia

Comparado con el amplio campo de los materiales, el campo de los biomateriales es relativamente nuevo. Aunque se cree que desde hace mucho se usaban ojos de vidrio, implantes dentales metálicos o de madera, la edad moderna de los biomateriales no podría existir sin la adopción de las técnicas quirúrgicas asépticas, cuyo pionero fue Sir Joseph Lister[29] en la mitad del siglo diecinueve, y en efecto no surgió como industria hasta

[29] Cirujano británico que promovió la idea de cirugía estéril. Considerado el padre de la cirugía moderna.

después del desarrollo de los polímeros sintéticos. En la segunda guerra mundial los biomateriales para implantes eran principalmente metálicos. A finales de la década de los cuarenta, Harold Ridley[30] observó que fragmentos de Polimetacrilato de metilo[31], de las cabinas de los aviones, que se encontraron dentro de los ojos de aviadores de la segunda guerra mundial no provocaron una respuesta muy inflamatoria. Esta observación llevo no solo al desarrollo de los lentes intraoculares, sino además a una gran experimentación sobre materiales disponibles, especialmente polímeros, como biomateriales que podrían ser puestos en contacto directo con el tejido vivo. A medida que el campo de la biología empezó a crecer en los setentas y ochentas, se empezó a lograr un mejor entendimiento de cómo las células responden a su entorno. Esto permitió al campo de los biomateriales lograr un cambio de paradigma. En vez de enfocarse principalmente en el reemplazo de un órgano o tejido con un material sintético, usualmente no biodegradable, una nueva de biomateriales intentaría combinar moléculas biológicamente activas, terapéuticas, de tal forma que pudiera crearse un nuevo biomaterial que fuera la combinación de tanto fuentes naturales como sintéticas. Aunque actualmente la mayoría de biomateriales son metálicos o cerámicos, la tendencia en investigación actual tiene como objetivo la creación de materiales poliméricos o materiales compuestos con propiedades biológicas. Este cambio es un resultado debido en gran parte a la reactividad y variedad de fracciones químicas que son encontradas en o que pueden ser convertidas en un polímero natural o sintético. En efecto el ver el diseño de los biomateriales de forma que interactúen con la biología en vez de ser sustancias inertes, ha causado que el campo de los biomateriales reaccione con diseños que innovan y promueven el acople, encapsulación, proliferación, diferenciación, y migración de las células, y además permiten que el biomaterial se polimerice, y se degrade bajo una serie de condiciones ambientales y estímulos. [3]

4.5.3. Tamaño del mercado y tipos de aplicaciones

El campo de los biomateriales es interdisciplinario. El diseño exitoso de muchos biomateriales ha involucrado diversos talentos, conocimientos, y experiencia provista por médicos, científicos de materiales, ingenieros, químicos, biólogos, y físicos. Como resultado la industria es tanto joven como diversa. Dicha diversidad tiene como resultado los tipos de productos creados y comercializados, el tamaño y localización de las compañías involucradas, y los tipos de políticas reguladoras impuestas por agencias gubernamentales y agencias de terceros. Específicamente, la industria de los biomateriales es parte de la industria del diagnóstico y los dispositivos médicos, una industria multimillonaria compuesta por organizaciones que diseñan, fabrican y/o manufacturan materiales que son usados en los campos de la ciencia y la industria. Las aplicaciones de uso final son dispositivos médicos, dentales, prótesis, productos de higiene personal,

[30]Oftalmólogo pionero en los lentes intraoculares como trasplante para pacientes con cataratas.
[31] Polímero transparente, rígido, no muy duro y con buenas propiedades mecánicas.

dispositivos de diagnóstico, vehículos de entrega de drogas y sistemas biotecnológicos. Algunos ejemplos de aplicaciones incluyen órganos artificiales completos o híbridos, biosensores, injertos vasculares, marcapasos, catéteres, bombas de insulina, implantes cocleares, lentes de contacto, lentes intraoculares, articulaciones artificiales, huesos y suturas, la figura 8 muestra la cantidad de aplicaciones que se pueden encontrar para el ser humano.

Impacto de los biomateriales

Figura 108. Uso de los biomateriales a través del cuerpo

Imagen tomada y modificada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Biomaterials "Introduction to Biomédical Engineering", Second Edition, 2005. Pag 257

4.5.4. El implante coclear

El implante coclear hace que los impulsos físicos del sonido sean transformados en energía eléctrica y estimule directamente las fibras del nervio coclear desde el caracol. El implante posee un cable con múltiples electrodos que se colocan por procedimiento quirúrgico dentro del caracol; estos electrodos estimulan diferentes zonas de este órgano según la frecuencia del sonido. Del caracol salen impulsos para el sistema nervioso central.

Para que estos estímulos eléctricos lleguen bien al caracol se requiere un microcomputador colocado en la región retroauricular que es muy similar, externamente, a un audífono retroauricular que es el encargado de trasmitir los estímulos sonoros. El implante coclear es un dispositivo electrónico que se coloca en el oído interno durante una cirugía, diseñado para ayudar a pacientes con sordera neurosensorial severa a profunda, que obtienen muy poco o ningún beneficio de los audífonos convencionales. Los pacientes van a poder detectar sonidos del medio ambiente, la mayoría va a poder entender el lenguaje sin la ayuda de lectura de labios y algunos podrán utilizar el teléfono. Consta de dos partes principales: una interna que es llamado implante coclear otra externa que es procesador del lenguaje.

Su funcionamiento se da de la siguiente manera, el lenguaje y otros sonidos son captados por un micrófono y son enviados al procesador del lenguaje que puede estar ubicado en un bolsillo, en el cinturón o estar detrás de la oreja. Este procesador codifica los sonidos en señales eléctricas que son enviados a través de un cable a la antena de transmisión la cual es mantenida en su posición por un imán. La señal atraviesa la piel hacia el implante a través de ondas de radio frecuencia. El implante interno transforma la señal en impulsos eléctricos los cuales van a estimular las fibras del nervio coclear dentro de la cóclea por medio del cable de electrodos. El procesador del lenguaje selecciona parte importante de la información de la señal del lenguaje y luego produce un patrón de pulsos eléctricos en el oído interno del paciente. Este patrón es seleccionado como el más cercano posible al sonido del lenguaje original, sin embargo no es posible realizar sonidos completamente naturales debido a que se cuenta con solo un número de electrodos que van a reemplazar la función de miles de células ciliadas de un oído normal. Luego el mensaje es enviado hacia el cerebro e interpretado como un sonido.

Los implantes cocleares sólo son adecuados para las pérdidas auditivas causadas principalmente por problemas del oído interno (la cóclea). Están destinados para las personas que, con el uso de audífonos convencionales bien adaptados, no pueden obtener suficiente información para la comprensión del lenguaje. Los implantes cocleares son eficaces en niños y adultos, independientemente de si la sordera es de nacimiento o si la pérdida auditiva se produjo posteriormente. No es posible predecir en qué medida se beneficiará una persona de un implante coclear, pero en general, se sabe que mientras más prolongado sea el período de sordera profunda, menores serán los beneficios.

4.5.5. Resumen de subcapítulo

El estudio de los biomateriales es de suma importancia dentro de la biomédica, puesto que se debe contar con materiales que se acoplen perfectamente al ambiente en el cual serán

usados dentro del cuerpo. La construcción de dispositivos biomédicos ha encontrado una gran diversidad, desde implantes cocleares para mejorar problemas auditivos hasta implantes de tobillos, son muchos los dispositivos que se han desarrollado. Pero es importante conocer que material usar a la hora del diseño, puesto que la biocompatibilidad es de suma importancia si se desea crear un dispositivo que tenga éxito en el mercado, y sea bien recibido por la comunidad médica que potencialmente lo vaya a implementar.

REFERENCIAS

[1][2][3] [4]Brandon l. Seal, Alyssa Panitch. Biomaterials: An Overview
Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.
Second Edition. Volume 5. Pag 267-270

[5] http://www.clinicadelcountry.com/index.php?id=335
http://www.biap.org/biapespagnol/Implantes%20cocleares.pdf

4.6. CLASIFICACIÓN Y SELECCIÓN DE LOS BIOMATERIALES

Es posible encontrar variedad en la actualidad de los biomateriales, pero básicamente son hechos de materiales metálicos, cerámicos, poliméricos o un compuesto de ellos. Pero como ya se ha mencionado antes, las tendencias de investigación en este campo están orientadas a la consecución de biomateriales biodegradables, es decir, materiales que puedan ser usados en la construcción de dispositivos y que luego de la implantación la probabilidad de causar reacciones desfavorables disminuya, mientras se aumenta la probabilidad de que el cuerpo la acepte sin ningún problema y el dispositivo se adapte perfectamente al individuo. En este apartado se hablará de los tres grandes tipos de biomateriales mencionados, y además de los criterios que aplican en la selección previa a la construcción de uno u otro dispositivo.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

4.6.1. Biomateriales metálicos

Los metales son usados como biomateriales debido a su excelente conductividad eléctrica y térmica, y a sus propiedades mecánicas. Ya que algunos electrones son independientes en los metales, pueden transferir rápidamente carga eléctrica y energía termal. Los electrones libre actúan como la fuerza que mantiene juntos los iones metálicos. El lazo que mantiene a los metales es esencialmente no direccional, la posiciones de los iones de metal puede ser alterada sin destruir la estructura cristalina, lo que da como resultado un sólido deformable. Algunos metales son usados como sustitutos pasivos para tejido duro como los reemplazos de cadera o de rodilla, para ayudas en la curación de fracturas como placas metálicas y tornillos, dispositivos de fijación espinal, e implantes dentales, debido a sus excelentes propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión. Algunas aleaciones metálicas son usadas para roles más activos en dispositivos como la endoprotesis vascular, cables guía de catéteres, arco de alambre ortodoncico, e implante cocleares. La primera aleación metálica desarrollada para el uso humano específicamente fue el *acero vanadio*, que fue usado para crear placas y tornillos para fracturas de hueso. La biocompatibilidad de los implantes metálicos es una preocupación considerable, debido a que estos pueden corroer en un ambiente en vivo. Las consecuencias de dicha corrosión son la desintegración del material del implante (lo que lo debilita) y el efecto nocivo de la corrosión sobre los órganos y tejidos cercanos. [1]

4.6.1.1. Acero inoxidable

El acero inoxidable, como todos los aceros, es una aleación basada en hierro. Una cantidad de Cromo es agregada para mejorar la resistencia a la corrosión hasta que se forme una capa en la superficie; al menos un 17% debe ser Cromo para que el término inoxidable pueda ser usado. El Carbono y el Níquel son empleados para aumentar la fuerza del acero. El acero inoxidable más común para el uso en implantes es el 316L (Designación de del instituto americano del Hierro y el acero; ASTMF-138), que contiene 17 a 19% de Cromo, 13-15.5% Níquel y menos de 0,03% de Carbono. A pesar de su alta resistencia a la corrosión, los aceros inoxidables están sujetos a diferentes tipos de procesos de corrosión como grietas, picaduras, y corrosión intergranular. Dichos procesos pueden degradar profundamente la fuerza mecánica de la aleación y pueden llevar a una elevación en la liberación de iones metálicos del tejido circundante con consecuencias biológicas indeseables. Una aleación con Cromo genera una película de oxido protectora, autoregenerable que es resistente a la perforación, y que además tiene un alto grado de resistividad eléctrica, y por lo tanto provee una mayor protección hacia la corrosión. El Níquel además de lograr también una mayor resistencia a la corrosión, permite que sea más fácil la fabricación del acero. La adición de Molibdeno en la fabricación provee una resistencia adicional a la corrosión por picaduras. [2]

4.6.1.2. Aleación de Cromo-Cobalto

La aleación quirúrgica de Cromo-Cobalto es un sistema a base de Cobalto al que se le ha agregado Cromo para mejorar la resistencia a la corrosión. Su composición contiene 27-30% de Cromo y 5-7% de Molibdeno. Además es agregado Tungsteno para mejorar la ductilidad. Al igual que con los aceros inoxidables, el contenido de Cromo de esta aleación genera una película pasiva altamente resistiva que contribuye ampliamente a la resistencia a la corrosión. Esta aleación tiene una mejor resistencia a la corrosión que el acero inoxidable, especialmente con aquella relacionada a grietas, y tiene una muy buena historia de biocompatibilidad en el uso de implante humanos, uno de los dispositivos más usados que usa esta aleación son los tornillos para tratamiento de fracturas. [3]

4.6.1.3. Titanio sin alear (ASTMF-67) y aleación de Titanio (ASTM F-136)

El Titanio y su aleación con un 6% de Aluminio y 4% Vanadio, Ti-6A-4V, son usados por su excelente resistencia a la corrosión y su modulo de elasticidad que es generalmente la mitad del acero inoxidable y la aleación Cromo-Cobalto. Este meno modulo da como resultado dispositivos con menor rigidez, lo que puede ser una ventaja en ciertas aplicaciones como los implantes en los huesos ya que reduce el estrés de blindaje al hueso. La aleación de Titanio tiene mejore propiedades como material que el propio Titanio, y no

presentan los problemas de este, como su resistencia al uso. El interés para aplicaciones biomédicas se debe a su biocompatibilidad tan destacada. En general la resistencia a la corrosión excede a la del acero inoxidable y la aleación Cromo-Cobalto. En soluciones salinas cerca al pH neutro, la razón de corrosión es extremadamente pequeña, y no hay evidencia de picaduras, grietas o corrosión intergranular. El Titanio sin alear es usado menos frecuentemente que su aleación, para la fabricación de implantes, sin embargo se puede encontrar disponible en diversas configuraciones como alambre liso usado con fines de manufacturación. Además es usado para producir recubiertas porosas en ciertos diseños de prótesis de reemplazo total de cadera.
Una de las pocas debilidades del Titanio es su pobre resistencia al uso, al parecer dicho problema se debe a la estabilidad mecánica de la película pasiva que recubre la superficie de la aleación. En una superficie cuidadosamente pulida, la película es altamente pasiva pero débil mecánicamente. La pobre resistencia al uso además puede causar que se liberen ciertos fragmentos si el material no es empleado concienzudamente. [4]

4.6.2. Biomateriales cerámicos

Los materiales cerámicos son definidos como el arte y la ciencia de convertir y usar artículos sólidos que tengan como su componente esencial, materiales inorgánicos no metálicos (Kingery et al., 1976). Estos materiales son refractarios, policristalinos, compuestos, usualmente inorgánicos, dentro de los cuales se incluyen silicatos, óxidos metálicos, carburos, y diversos hidruros refractarios, sulfuros, y selenios. La cerámica para el uso en repostería ha sido usada por cientos de años. Pero no es hasta recientemente que se han logrado avances en las técnicas de fabricación que han llevado a la cerámica a su uso de "alta tecnología", para el uso en humanos, debido a que sus compuestos pueden ser usados para aumentar o reemplazar partes del cuerpo, en especial huesos. Entonces la cerámica usada para dicho propósitos es clasificada como Biocerámica. Su relativa inercia a los fluidos del cuerpo, alta fuerza compresiva, y apariencia estéticamente complasiva ha llevado al uso de la cerámica en odontología. Se ha descubierto que algunos carbonos pueden ser usados en implantes que sean una interfaz con la sangre, como lo son las válvulas cardiacas. Debido a la alta fuerza de sus fibras y su biocompatibilidad, la cerámica también viene siendo usada como componentes de refuerzo de implantes de materiales compuestos y para aplicaciones de carga extensible, como tendones y ligamentos artificiales. A diferencia de los metales y los polímeros la cerámica es difícil de esquilar plásticamente debido a su naturaleza iónica de los vínculos. Esta característica convierte a la cerámica en no dúctil y es responsable de la temperatura casi cero que registran normalmente. Esto hace también que la cerámica sea muy susceptible a las grietas o microfisuras, porque en vez de una deformación plástica, se fracturaran elásticamente con el inicio de alguna grieta. Una grieta puede llevar al debilitamiento del material completo debido a un efecto llamado *concentración de stress.* Este efecto hace muy difícil predecir la

fuerza tensora del material, que es muy baja en comparación con la fuerza compresora del mismo. Si una cerámica es impecable, sus fibras de vidrio tienen el doble de fuerza tensora que el de cualquier acero de alta fuerza. Por último todos los materiales cerámicos son duros, de hecho la dureza es calibrada en contra de materiales cerámicos, siendo el diamante el material más duro que existe. [5]

4.6.2.1. Oxido de aluminio

El valor del oxido de aluminio se ha encontrado para componentes articulatorios de artroplastias totales junturas debido a su alta resistencia al uso y su bajo coeficiente de fricción cuando es construido en geometrías congruentes y pulidas. La debilidad del aluminio es aun un defecto. [6]

4.6.2.2. Fosfatos de Calcio / Hidroxiapatita

La cerámica basada en calcio relacionada muy de cerca con la naturaleza Hidroxiapatita que ocurre en el hueso ha sido el centro de interés en años recientes. La habilidad del material de poder acoplarse directamente al hueso además de su capacidad osteoconductiva promete mejorar la fijación biológica de los dispositivos implantables. La Hidroxiapatita es solo un poco absorbible y es usada tanto en formas porosas como densas en implantes permanentes. El fosfato tricalcio es bioabsorvible hasta varios grados, dependiendo de su formulación y estructura, actualmente hay un amplio abanico de fosfatos de calcio que están bajo investigación y que son potenciales sustitutos de materiales para implantes de huesos. [7]

4.6.3. Biomateriales poliméricos

Los materiales sintéticos poliméricos han sido ampliamente usado en elementos médicos desechables, materiales prostéticos, dentales, en implantes, vestido, dispositivos extracorporales, encapsulantes, sistemas de entrega de drogas, productos de tejido, y como sustitutos del metal y la cerámica en la construcción de otros dispositivos médicos. La principal ventaja de los materiales poliméricos comparada con el metal y la cerámica es que son fáciles de manufacturar para producir variadas formas (látex, películas, fibra, etc.), facilidad de procesamiento secundario, costo razonable y disponibilidad con las propiedades mecánicas y físicas deseadas. Las propiedades requeridas por lo biomateriales

poliméricos son similares a la de los otros materiales, es decir, biocompatibilidad, esterizibilidad, propiedades mecánicas y físicas adecuadas, y manufacturabilidad. [8]

4.6.3.1. *Polimetacrilato de metilo (PMMA)*

Su uso es dado de una forma para auto-curación como material de relleno en defectos del hueso y como un agente para el reemplazo de articulaciones por prótesis. Se le puede dar forma "en vivo" en una etapa anterior a la polimerización completa, por lo tanto, hacer un implante personalizado para cada uso. Su propósito es la redistribución de stress sobre todo el hueso de una forma más uniforme. Es a menudo denominado "cemento óseo", cuando el PPMA es empleado para artroplastia en junturas actúa más bien como un engrudo para soportar la prótesis, más que como un pegante. Las propiedades tiempo-dependientes del PMMA durante la curación requieren un entendimiento de sus características para manipulación. Inmediatamente luego del mezclado, la baja viscosidad permite la interacción con el hueso. La viscosidad aumenta rápidamente una vez que la reacción química establecida comienza, para ayudar que la prótesis quede posicionada correctamente y estacionaria, para alcanzar máxima fijación. La toxicidad química del metacrilato de metilo monómero y el calor generado durante la reacción exotérmica de la polimerización deben ser consideradas cuando es usado el PMMA. Aunque esta toxicidad del monómero no ha evitado que el material sea empleado de forma exitosa en una amplia variedad de aplicaciones. [9]

4.6.3.2. *Silicona*

Las siliconas son polímeros que basados principalmente de un compuesto de silicio y átomos de oxigeno con grupos orgánicos relacionados a la silicona a través de un enlace covalente con el átomo de Carbono. Una forma de silicona comúnmente usada para la fabricación de implante es el polimetilsiloxano (PMDS), en este compuesto, el grupo Metilo (CH_3) es enlazado covalentemente al átomo de la silicona y puede ser usado de tres formas:

- Un fluido que comprima los polímeros lineales de pesos moleculares variantes.
- Como una red entrelazada, a la que se refieren como gel.
- Un sólido elastómero que comprime un altamente entrelazado gel lleno de pequeñas partículas de silicio.

En consideración respecto al desempeño de los implantes de silicona, el rol de cada forma de PDMS en el dispositivo debe considerarse. Atribuir respuestas específicas a componentes individuales en dispositivos de silicona es muy complicado debido a las diversas formas que el implante toma cuando se comprime. [10]

4.6.3.3. Polietileno

El polietileno (PE) es un material termoplástico blanquecino, de transparente a translúcido, y es frecuentemente fabricado en finas láminas transparentes. Las secciones gruesas son translúcidas y tienen una apariencia de cera. Mediante el uso de colorantes pueden obtenerse una gran variedad de productos coloreados. Por la polimerización de etileno pueden obtenerse productos con propiedades físicas muy variadas. Estos productos tienen en común la estructura química fundamental $(-CH_2-CH_2-)_n$, y en general tienen propiedades químicas de un alcano de peso molecular elevado. Este tipo de polímero se creó para usarlo como aislamiento eléctrico, pero después ha encontrado muchas aplicaciones en otros campos, especialmente como película y para envases. Los termoplásticos pueden ser ablandados mediante calor repetidas veces y endurecidos mediante enfriamiento. Las resinas de polietileno son termoplásticas. Las propiedades de las resinas de polietileno se deben principalmente, sino exclusivamente a tres propiedades moleculares básicas: densidad, peso molecular promedio y distribución del peso molecular. Estas propiedades básicas a su vez dependen del tamaño, estructura y uniformidad de la molécula de polietileno. Algunas de las propiedades que hacen del polietileno una materia prima tan conveniente para miles de artículos manufacturados son, entre otros pocos pesos, flexibilidad, tenacidad, alta resistencia química y propiedades eléctricas sobresalientes.

La enorme competencia en el mercado de polietileno ha traído consigo más trabajos acerca de la modificación de polietilenos con propiedades específicas para aplicaciones determinadas. Son de esperar mejoras en propiedades parejas con determinados usos, a medida que se comprenda mejor la estructura de los diversos polímeros de polietileno y su relación con las propiedades físicas y químicas. [11]

4.6.3.4. Polímeros absorbibles

Los polímeros absorbibles han sido usados por décadas en la fabricación de implantes quirúrgicos en forma de suturas absorbibles. Recientemente esta clase de materiales han sido investigados para la aplicación en dispositivos reabsorbibles que incluyen implantes para fijación de fracturas y andamiajes para ingeniería de tejidos. Los principales problemas asociados con la implementación de polímeros absorbibles como implantes son

sus propiedades mecánicas, su razón de degradación, y la repuesta biológica a dicha degradación. [12]

4.6.3.5. Problema ecológico de los polímeros

Los polímeros sintéticos se producen en enormes cantidades y muy pocos son biodegradables, aunque muchos son reciclables. El problema radica en que el proceso de reciclaje no se lleva a cabo correctamente en muchos países. Al ser quemados, pueden liberar sustancias muy tóxicas al medio ambiente, por lo que es imprescindible un proceso de reciclaje que permita reutilizarlos y evitar un alto nivel de contaminación.
El uso de los polímeros es resultado de una revolución científico-tecnológica que aporta grandes ventajas a la vida diaria; sin embargo, es necesario crear una conciencia de reciclaje que permita seguir fabricándolos sin que provoquen graves daños al medio ambiente. [13]

4.6.4. Biomateriales compuestos

Los biomateriales compuestos son combinaciones de dos o más materiales, y usualmente más de una clase de material (metales, polímeros, cerámicas). Son usados para alcanzar una combinación de propiedades mecánicas para aplicaciones específicas. La tecnología compuesta, desarrollada principalmente por la industria aeroespacial, está empezando a hacerse camino en los materiales biomédicos. Los polímeros de fibra de carbono reforzada están bajo investigación como sustitutos de los metales. La ventaja que poseen estos materiales es que pueden construirse dispositivos con la misma fuerza, pero con una rigidez significantemente menor. [14]

4.6.5. Resumen de subcapítulo

Son 3 los grandes grupos en los que se clasifican los biomateriales, entre los primeros materiales desarrollados están los metálicos, dentro de los cuales se encuentran el Titanio sin alear (ASTMF-67) la aleación de Titanio (ASTM F-136), la Aleación de Cromo-Cobalto, y el Acero inoxidable, estos materiales son principalmente usados en prótesis de cadera o de rodilla. El siguiente gran grupo es el de los biomateriales cerámicos, dentro del cual se encuentran el Oxido de aluminio, los Fosfatos de Calcio / Hidroxiapatita, estos materiales gracias a sus características han empezado a reemplazar los biomateriales metálicos, y por algunas de sus propiedades vienen siendo usados en el reemplazo de huesos. El ultimo gran grupo en que se clasifican los biomateriales son los polímeros, dentro de este grupo se encuentran el Polimetacrilato de metilo (PMMA), la Silicona y el Polietileno , este grupo de materiales ha sido ampliamente usado en la construcción de

elementos médicos desechables, materiales prostéticos, dentales, en implantes, vestido, dispositivos extracorporales, encapsulantes, sistemas de entrega de drogas, productos de tejido, y como sustitutos del metal y la cerámica en la construcción de otros dispositivos médicos, actualmente se están desarrollando biomateriales poliméricos que son absorbibles, lo que quiere decir que luego de realizado un implante, no habrá necesidad de retirarlo, ya que el cuerpo lo asimilara e integrara al sistema. Como estos materiales e su mayoría no son biodegradables se debe tener especial cuidado en el manejo luego de su uso, se deben crear procedimientos correctos para que puedan ser reciclados y reutilizados.

REFERENCIAS

[1]Park, J. B., Kon Kim, Y. "Metallic Biomaterials."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 621.

[2][3][4] Zhou Xiang, Myron Spector, Biocompatibility of Materials
Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.
Second Edition. Volume 5. Pag 104-105.

[5] Billotte, W. G. "Ceramic Biomaterials."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 642-643.

[6][7] Zhou Xiang, Myron Spector, Biocompatibility of Materials
Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.
Second Edition. Volume 5. Pag 108.

[8] Bang Lee, H., Khang, G., Ho Lee, J. "Polymeric Biomaterials."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 676.

[9][10][11][12] Zhou Xiang, Myron Spector, Biocompatibility of Materials
Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.
Second Edition. Volume 5. Pag 107.

[13] Elena Pujol Martínez, *Polímeros: un nuevo tipo de competencia*
Revista el faro. Pag: 5.

[14] Zhou Xiang, Myron Spector, Biocompatibility of Materials
Encyclopedia of médical devices and Instrumentation.
Second Edition. Volume 5. Pag 108.

5
IMAGENOLOGIA MEDICA

5.1. IMAGENOLOGIA POR RESONANCIA MAGNETICA

La imagenología por resonancia magnética (MRI) es una técnica de diagnóstico sofisticada que utiliza un campo magnético fuerte, ondas de radio y un computador (no rayos x) para producir imágenes de sección transversal de distintas partes del cuerpo. La MRI produce mejores exploraciones del tejido blando y se utiliza, en general, para producir imágenes del cerebro, la columna vertebral, los órganos en el pecho y el abdomen, el corazón y los vasos sanguíneos y estructuras próximos a los huesos, tales como los músculos y ligamentos. La alta cantidad de agua que posee el cuerpo humano es el factor que ha hecho tan exitosa su aplicación. En las siguientes páginas se hablará de la historia de la técnica y sus principios básicos, además de sus características. A su vez también cómo es practicada en la actualidad y por último los riesgos y complicaciones a los que se enfrenta un paciente cuando se le recomienda la realización del examen.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.1.1. Historia

Uno de los primeros sistemas previos a la MRI, fue la resonancia magnética nuclear (NMR), figura 109, observada como fenómeno por Felix Bloch, Edward Purcell y sus cooperadores. Descubrieron que no solo la precesión del núcleo emitía una radiofrecuencia

(RF) sino que además una radiofrecuencia podía ser usada para controlar la precesión a la frecuencia resonante Larmor y una vez esta dejara de emitirse, el núcleo emitiría una señal RF detectable a la misma frecuencia. Dicho trabajo les hizo merecedores al premio Nobel en 1951. Posteriormente el interés fue enfocado en determinar la composición de materiales a través de cambios de frecuencia únicos asociados con diferentes compuestos químicos. Eventualmente, experimentos biológicos con NMR fueron aplicados para obtener información detallada de núcleos de Fosforo, Carbono, e Hidrogeno.

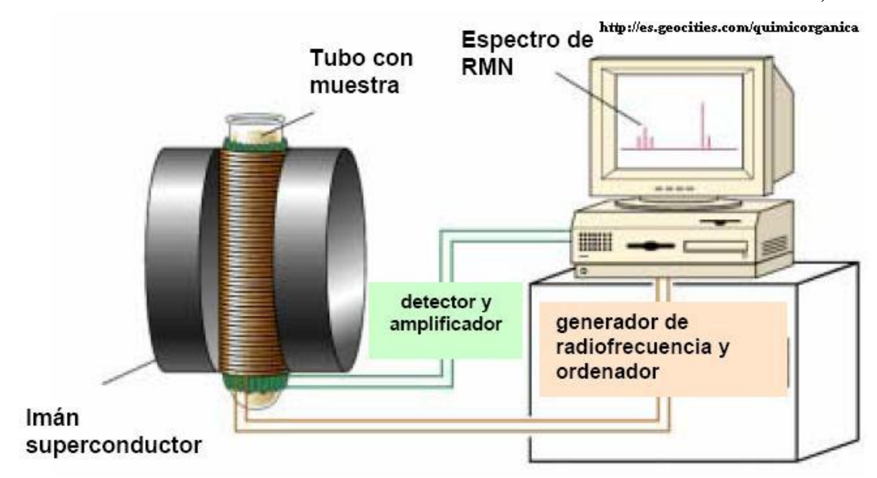


Figura 109. Sistema de Resonancia Magnética Nuclear

Imagen tomada de http://es.geocities.com/qo_10_rmn/images/317.JPG

Magnetos especializados fueron posteriormente diseñados para acomodar partes del cuerpo humano en estudios, Paul Lauterbur fue uno de los primeros en darse cuenta que podían obtenerse imágenes mediante el uso de principios de NMR. Por ello publicó una imagen heterogénea de un objeto en 1973. Usando las señales RF desde la NMR, fue capaz de localizarlo en el espacio por medio de cambios en la gradiente del campo magnético. A mediados y finales de los años setenta, se produjeron las primeras imágenes de RM de animales y el cuerpo humano fueron producidas, pero por ser señales débiles no fueron tratadas como algo más que una curiosidad científica. En 1971, Raymond Damadian demostró que las constantes de relajación T1 y T2, difieren entre tumores malignos y el tejido normal. Peter Mansfield desarrolló un modelo matemático para analizar señales provenientes del cuerpo humano en respuesta a un fuerte campo magnético, y también un método para imagenología rápida. Los continuos avances aceleraron la evolución de los instrumentos de la MRI moderna y generaron una considerable base de conocimiento de cómo aplicar la imagenología por resonancia magnética para diagnóstico. [1]

5.1.2. Principios básicos de la resonancia magnética

La tecnología de resonancia magnética se basa en los momentos magnéticos que presentan los núcleos atómicos. El núcleo del átomo está constituido por un determinado número de protones y neutrones (la única excepción es el núcleo de hidrógeno que es un solo protón), y tiene un movimiento colectivo complejo de rotación sobre su propio eje (Figura 110). Esta rotación le confiere al protón, desde el punto de vista mecánico, un momento cinético denominado espín, representado por el vector $\vec{S}$, con la misma dirección de su eje de rotación y magnitud expresada en [Hz] y, desde el punto de vista eléctrico, un momento magnético representado por el vector de imantación $\vec{u}$ cuya magnitud se expresa en teslas (T).

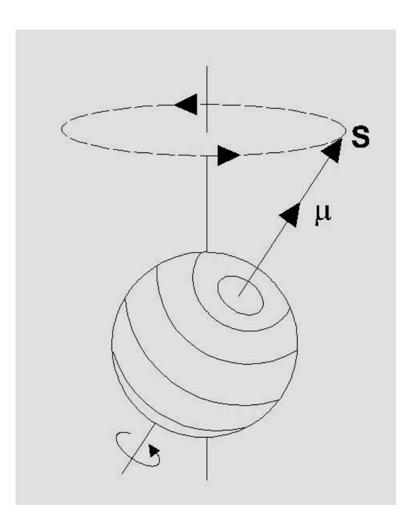


Figura 110. Momentos resultantes sobre un protón

Imagen tomada de Iván Darío Aristizábal Torres, La resonancia magnética y sus aplicaciones en la agroindustria, una revisión. Pag 3.

De acuerdo con la mecánica cuántica $\vec{S}$ depende del número cuántico I característico de cada isótopo y de la cercanía del protón al núcleo atómico. Su dirección debe estar cuantificada en el espacio, esto significa que deben especificarse los valores de la proyección de $\vec{S}$ en la misma dirección vertical z del sistema de coordenadas cartesianas en el que el campo magnético externo B_0 actúa sobre el protón. Para el núcleo del hidrógeno, con I=1/2, este protón presenta dos posibles orientaciones que corresponden a dos niveles de energía. El momento magnético $\vec{u}$ es proporcional al momento cinético de rotación $\vec{S}$ mediante la siguiente expresión:

$$\vec{u} = \gamma \vec{S}$$

Donde γ es la constante de giro magnético en ($MHz \cdot T^{-1}$) , constante propia de cada núcleo que relaciona ambos momentos. Para las dos posibles orientaciones del protón, se tiene que su momento magnético $\vec{u}$ es:

$$\vec{\mu} = \pm \frac{1}{2} \gamma \hbar$$

Donde $\hbar$ es la constante de Planck (6,626x10-34/(2_) J·s). En una RM deben considerarse dos clases de momentos magnéticos; los momentos magnéticos individuales de cada protón ($\vec{u}$) denominados momentos microscópicos, los cuales se estudian con las leyes de la física cuántica, y los momentos magnéticos macroscópicos ($\vec{M}$) asociados a volúmenes de materia (vóxeles), que se estudian con las leyes clásicas del electromagnetismo. [2]

5.1.3. Movimiento de precesión

De acuerdo con la teoría clásica del electromagnetismo, cualquier núcleo que sea localizado
en un campo B_0, intentará auto alinearse con éste dando como resultado un movimiento de “bamboleo”, similar al que experimenta un trompo girando por efecto del campo gravitacional, denominado movimiento de precesión. Figura 111. Los protones experimentan una precesión alrededor de B_0 con una frecuencia, definida por las siguientes ecuaciones:

$$\omega_o = \gamma B_o$$

$$\upsilon_o = \frac{\omega_o}{2\pi}$$

Donde:

ω_0: frecuencia angular [rad_s-1]

υ_o: frecuencia cíclica [Hz]

Esta frecuencia característica se conoce como la frecuencia de Larmor y depende de la intensidad del campo externo aplicado a B_0 y de γ.[3]

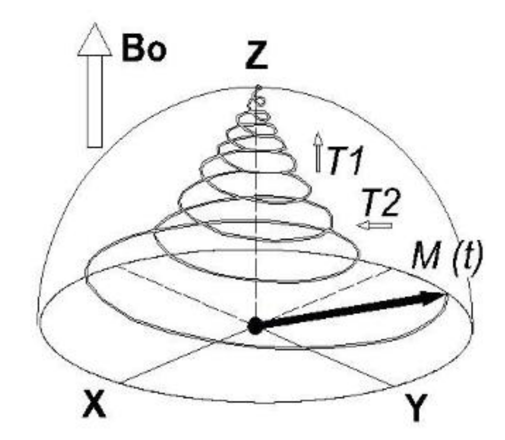


Figura 111. Movimiento de precesión de $\vec{M}$

Imagen tomada de Iván Darío Aristizábal Torres, La resonancia magnética y sus aplicaciones en la agroindustria, una revisión. Pag 7.

5.1.4. Relajación longitudinal T1

Desde que se conecta el campo magnético en una muestra con los espines orientados al azar hasta que se establece el equilibrio térmico, la magnetización macroscópica crece exponencialmente a medida que los dipolos magnéticos se alinean en torno al campo externo B_0. La relajación en T1. Figura 112, es el tiempo que requiere la magnetización longitudinal M_z de los protones de una muestra en retornar a su valor original de equilibrio. El tiempo de relajación T1 varía con el estado de la materia, la estructura y composición molecular, la viscosidad y las interacciones magnéticas con el entorno. T1 es mayor en líquidos que en sólidos y para tejidos biológicos T1 tiene valores entre 300 y 2000 ms. [4]

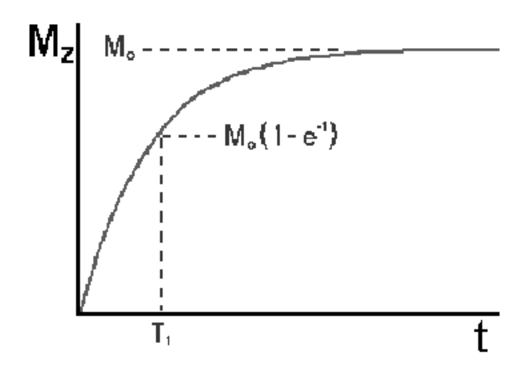


Figura 112. Relajación longitudinal T1

Imagen tomada de Iván Darío Aristizábal Torres, La resonancia magnética y sus aplicaciones en la agroindustria, una revisión. Pag 8.

5.1.5. Relajación transversal T2

Fenómeno relacionado con las inhomogeneidades del campo magnético donde la muestra está localizado, debidas a la variación de la intensidad de campo en diferentes puntos de este espacio produciendo diferentes frecuencias de precesión. Cada protón está influenciado por pequeños campos magnéticos no uniformes producidos por los núcleos vecinos, los cuales causan también diferentes velocidades de precesión. Cuando cesa el pulso de RF los protones se desfasan, M xy disminuye y se anula con rapidez. Esta disminución y retorno al equilibrio de la imantación transversal perpendicular a B_0 tiene un comportamiento también de tipo exponencial pero decreciente (Figura 113), con una constante de tiempo T2 denominada tiempo de relajación transversal. [5]

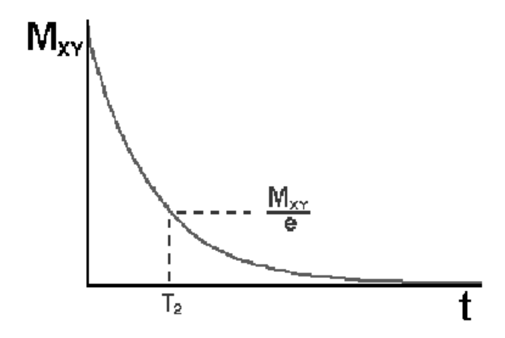


Figura 113. Relajación transversal T2

Imagen tomada de Iván Darío Aristizábal Torres, La resonancia magnética y sus aplicaciones en la agroindustria, una revisión. Pag 9.

5.1.6. Sistemas de MRI

El diagrama de bloques de un sistema de MRI es mostrado en la figura 114. Un gran magneto superconductor provee un campo magnético homogéneo estático B_0 en su interior. Los valores típicos clínicos de dicho campo varían desde 0,15 a 2 T, aunque es posible encontrar algunos sistemas cuya variación esta dentro del rango de 3 a 5 T. Insertadas dentro del magneto principal están un par de bobinas de superficie para producir los ejes de los gradientes *x*, *y* y *z*. Esto típicamente produce variaciones de solo

un porcentaje del valor del espacio estático para localizar espacialmente las señales giratorias del cuerpo. Estas señales son recogidas por bobinas transmisoras/receptoras de RF que están a veces bajo la forma de bobinas de superficie colocadas cerca del cuerpo. Las señales RF son dirigidas por un computador (CPU) a través de un generador de pulsos RF y un secuenciador. Un router encamina las señales RF recibidas a través de un amplificador hacia una unidad de adquisición de datos donde luego son procesadas, y transformadas a Fourier para obtener una imagen. Los sistemas modernos le permiten al operador una considerable flexibilidad para alterar las gradientes y las secuencias de pulso, para así obtener efectos de imagen y carga diferentes. Los tiempos típicos de adquisición de imágenes están dentro del orden de los 50 a 100 ms, aunque actualmente hay sistemas más rápidos. [6]

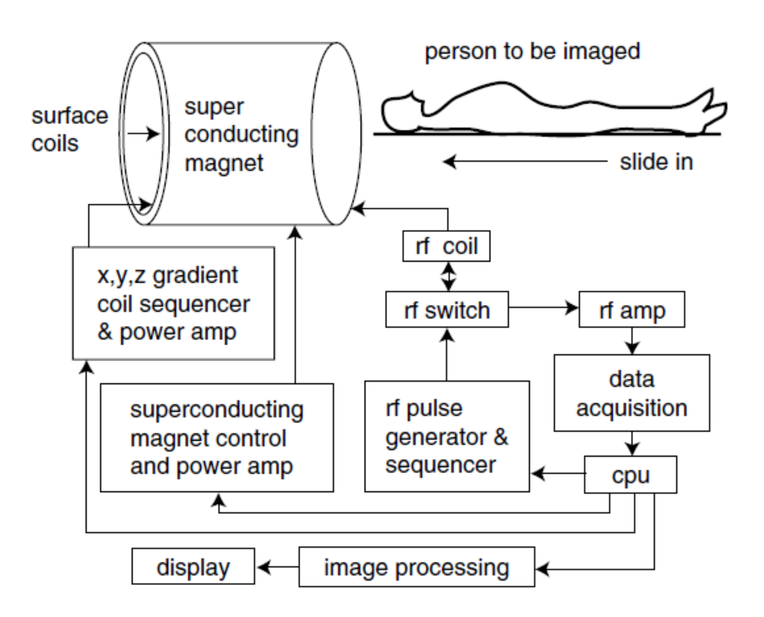


Figura 114. Diagrama de bloques de un sistema de MRI

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Médical Imaging. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 966.

5.1.7. Funcionamiento y aplicaciones

La máquina de resonancia magnética es grande y cilíndrica (con forma de tubo) y crea un fuerte campo magnético alrededor del paciente, figura 115. El campo magnético, junto con una radiofrecuencia, altera el alineamiento natural de los átomos de hidrógeno en el organismo. Luego, se utiliza una computadora para formar una imagen bidimensional (2D) de una estructura u órgano del cuerpo en función de la actividad de los átomos de

hidrógeno. Para detectar más detalles, se pueden obtener vistas transversales. La resonancia magnética no utiliza radiación, a diferencia de las radiografías o la tomografía computarizada.



Figura 115. Maquinas de resonancia magnética

Imagen tomada de http://www.sabbagradiologos.com/Imagenes/Img_Resonancia.jpg

Se crea un campo magnético y se envían pulsos de ondas de radio desde un escáner. Las ondas de radio golpean el núcleo de los átomos, desplazándolos fuera de su posición normal. Mientras los núcleos se vuelven a alinear en la posición correcta, envían señales de radio. Estas señales son recibidas por una computadora que las analiza y las convierte en una imagen de la parte del cuerpo que está siendo examinada, dicha imagen es mostrada en la pantalla de un monitor. Algunas máquinas de resonancia magnética parecen túneles angostos, mientras que otras son más abiertas. Puede emplearse una resonancia magnética en lugar de una tomografía computarizada en casos en los que se estudian órganos o tejido blando, ya que los huesos no oscurecen las imágenes de éstos como en la TC. Como no se usa radiación, durante un procedimiento de imágenes por resonancia magnética no existen riesgos asociados a la exposición a la radiación.

Los usos e indicaciones más nuevos de la MRI han contribuido al desarrollo de tecnologías de resonancia magnética adicionales. La angiografía por resonancia magnética (MRA, por su sigla en inglés) es un procedimiento utilizado para evaluar el flujo sanguíneo a través de las arterias de una manera no invasiva (no se perfora la piel). La

angiografía por resonancia magnética también puede utilizarse para detectar aneurismas en el cerebro y malformaciones vasculares (anomalías de los vasos sanguíneos en el cerebro, la médula espinal u otras partes del cuerpo).

La espectroscopía por resonancia magnética (ERM) es otro procedimiento no invasivo utilizado para evaluar las anomalías químicas de ciertos tejidos del cuerpo, como el cerebro. La espectroscopía por resonancia magnética puede utilizarse para evaluar trastornos como infección por VIH en el cerebro, accidente cerebrovascular, lesiones en la cabeza, coma, enfermedad de Alzheimer, tumores y esclerosis múltiple.

Las imágenes por resonancia magnética funcional del cerebro (fMRI, por su sigla en inglés) se utilizan para determinar la ubicación específica del cerebro donde tiene lugar una determinada función, como el habla o la memoria. Aunque se conocen las zonas generales del cerebro donde se producen estas funciones, la ubicación exacta puede variar de una persona a otra. Mientras se obtienen las imágenes por resonancia magnética funcional del cerebro, se le solicitará que desempeñe una tarea específica, como recitar el Juramento de Lealtad. Al identificar con precisión la ubicación exacta del centro funcional del cerebro, los médicos pueden planificar la cirugía u otros tratamientos para un trastorno específico del cerebro. Un ejemplo de una fMRI es mostrado en la figura 116.

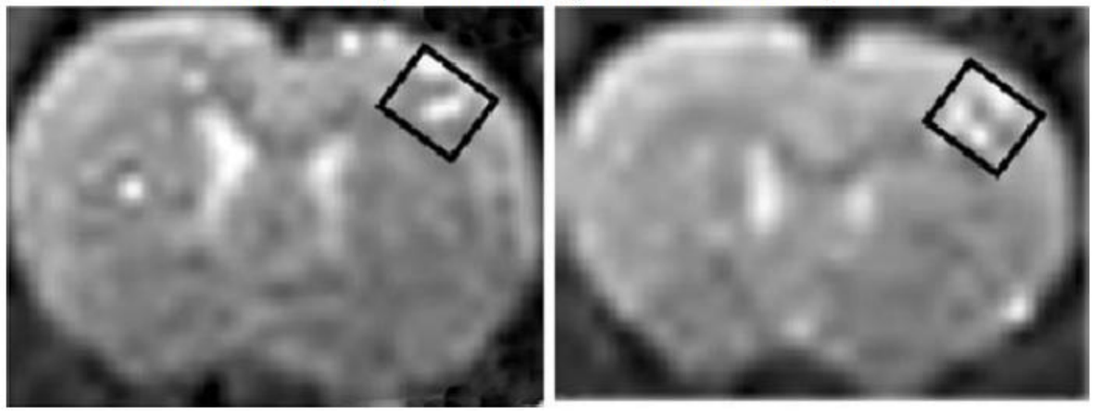


Figura 116. Imágenes por resonancia magnética funcional. Las imágenes muestran el porcentaje de cambio en la corteza somatosensorial derecha (área encajonada en ambas imágenes) es respuesta al estimulo eléctrico en la pata trasera izquierda de una rata.

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Médical Imaging. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 969.

Otro avance en la tecnología de MRI es la resonancia magnética "abierta", figura 8. Las unidades de MRI estándar tienen un túnel cerrado con forma de cilindro en el que se

coloca al paciente para el procedimiento. Las unidades de MRI abiertas no rodean totalmente al paciente y algunas incluso pueden estar abiertas a todos los lados. Las unidades de MRI abiertas son particularmente útiles para realizar procedimientos que involucran a:

- *Niños:* los padres u otros cuidadores pueden permanecer con el niño durante el procedimiento para brindarle consuelo y seguridad.
- *Personas con claustrofobia:* antes del desarrollo de las unidades de MRI abiertas, las personas que padecían claustrofobia severa normalmente requerían la administración de un sedante antes del procedimiento.
- *Personas de gran tamaño u obesas:* casi cualquier persona cabe en la mayoría de las unidades de MRI abiertas.[7]



Figura 117. Resonancia magnética abierta

Imagen tomada de http://artrovision.info/images/001.jpg

5.1.8. Advertencias previas al examen. Riesgos y Complicaciones

Debido al uso de un fuerte campo magnético, la resonancia magnética no puede practicarse en pacientes con marcapasos, implantes cocleares, determinadas prótesis, bombas implantadas de infusión de medicamentos, neuroestimuladores, estimuladores del crecimiento óseo, determinados dispositivos de anticoncepción intrauterinos o cualquier otro tipo de implantes metálicos a base de hierro. La resonancia magnética también está contraindicada en presencia de objetos metálicos internos, como balas o esquirlas, así como grapas quirúrgicas, clavos, placas, tornillos, suturas metálicas o mallas de alambre.

Se debe informar al radiólogo si la persona es claustrofóbica y se cree que no podrá permanecer inmóvil dentro de la máquina de MRI; si tiene los ojos pintados de forma permanente o tatuajes; si está embarazada; si alguna vez sufrió una herida de bala; si alguna vez trabajó con metales (por ejemplo, con una moledora de metal); o si se tiene alguna enfermedad del riñón. [8]

Las tomografías de MRI son muy seguras. Debido a que los colorantes y la tecnología de los MRI fueron desarrollados recientemente, no se conocen los efectos a largo plazo. Hasta el momento, no hay evidencia que indique que éstos puedan tener efectos dañinos. Para evitar los posibles efectos a largo plazo, las mujeres embarazadas no deberían someterse a un MRI y a los colorantes, excepto cuando los beneficios sobrepasen claramente los riesgos potenciales para el feto.

Los pacientes con grapas de aneurismas cerebrales no deberán someterse a un MRI a no ser que se haya comprobado que estas grapas son compatibles con el imán. Si se sospecha que podría tener fragmentos de metal en alguna parte de su cuerpo, se le debe comunicar al especialista que realiza la prueba para evitar complicaciones que pongan en riesgo la vida. Los especialistas generalmente realizan radiografías de las zonas sospechosas para determinar si se puede continuar con el MRI. Los pacientes con más riesgos de tener fragmentos metálicos en sus cuerpos son los trabajadores del metal (soldadores) y aquellas personas que hayan sido heridas por esquirlas de granadas o por balas. Los pacientes que tienen fragmentos metálicos en el área contigua o en los vasos sanguíneos de los ojos, no deben someterse a un MRI.

Por otro lado otros implantes metálicos, como las prótesis de cadera o de rodilla, no son un problema para realizar un MRI. [9]

5.1.9. Resumen de subcapítulo

La tecnología de resonancia magnética se basa en los momentos magnéticos que presentan los núcleos atómicos. Su aplicación es un éxito hoy en día puesto que es una técnica exploratoria no invasiva, y además no presenta efectos secundarios conocidos. Su funcionamiento se basa en la creación de un campo magnético alrededor del paciente, por medio del uso de un dispositivo de resonancia magnética (hoy en día ya existen equipos de resonancia magnética abierta, para el uso con personas muy grandes o claustrofóbicas), la información obtenida para diagnóstico permite que muchas vidas sean salvadas, ya que permite la detección de tumores malignos a tiempo, para ser tratados. Por basarse en la creación de campos magnéticos la única advertencia que se le realiza al paciente es que no

posea ningún objeto metálicos, como por ejemplo marcapasos, monedas, tonillos etc. Los únicos dispositivos metálicos permitidos son los implantes metálicos de cadera o rodilla.

REFERENCIAS

[1] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Médical Imaging. *"Introduction to Biomédical Engineering"*. Ed. Bronzino. Pag 940-941.

[2][3][4][5] Iván Darío Aristizábal Torres, *La resonancia magnética y sus aplicaciones en la agroindustria, una revisión.* Pag 3-9.

[6] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Médical Imaging. *"Introduction to Biomédical Engineering"*. Ed. Bronzino. Pag 966-967.

[7] Macovski, A., Pauly, J., Schenck, J., Kwong, K. K., Chesler, D. A., Hu. X., Chen, W., Patel, M., Ugurbil, K. "Magnetic Resonance Imaging"
Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 1183-1192.

[8] [9] The Patient Education Institute, Inc. www.X-Plain.com . 1995-2008. Pag 1-4

5.2. MEDICINA NUCLEAR

La medicina nuclear es una especialidad médica que utiliza pequeñas cantidades de sustancias radioactivas o trazadores para el diagnóstico y/o tratamiento de ciertas enfermedades que son atraídas por los órganos específicos a estudiar. Estos trazadores, cuando son introducidos en el organismo, envían una serie de emisiones que son transformadas en imágenes por una cámara especial llamada Gammacámara. Dichas imágenes proporcionan información sobre la anatomía y función del órgano en estudio, y es entonces cuando el "médico Nuclear" debe interpretarlas para así poder determinar la causa del problema médico. La generación de imágenes en la medicina nuclear es una combinación de muchas disciplinas diferentes, entre ellas la química, la física, las matemáticas, la tecnología informática y la medicina. A continuación se trabajará los aspectos más fundamentales de la medicina nuclear, desde realizar una definición de la ciencia, hasta elementos que hay que conocer como son los radionúclidos y radiofármacos, la radiación gamma, beta y los positrones. Además de aquellos elementos utilizados actualmente como la Gammacámara, previamente mencionada, y se explicaran los fundamentos de los tan reconocidos sistemas SPECT y PET.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.2.1. Definición

La Medicina Nuclear es la especialidad médica que emplea los isótopos radiactivos, las radiaciones nucleares, las variaciones electromagnéticas de los componentes del núcleo atómico y técnicas biofísicas afines para la prevención, diagnóstico, terapéutica e investigaciones médicas. Incluye el estudio de los fenómenos biológicos originados por la utilización de los isótopos radiactivos, así como el empleo de ciclotrones y reactores nucleares en la producción de radionúclidos de uso médico, y la aplicación de sistemas de reconstrucción de imágenes y de elaboración de datos.

Su campo de acción comprende los siguientes aspectos:

a. *Prevención:* en este aspecto, la Medicina Nuclear aplica los conocimientos y técnicas que le son propios a la higiene, medicina profiláctica y preventiva y a la Protección Radiológica.

b. *Investigación: l*a Medicina Nuclear se desarrolla en la investigación básica y aplicada, utilizando isótopos radiactivos y técnicas biofísicas afines.

c. *Diagnóstico:* incluye fundamentalmente la realización de pruebas funcionales, morfológicas, dinámicas, morfofuncionales y analíticas, basadas en principios bioquímicos, fisiológicos y fisiopatológicos, encaminadas a conseguir un mejor conocimiento y comprensión de la estructura y función del cuerpo humano en estado de salud o de enfermedad.

d. *Terapéutica:* además del importante impacto que sobre el tratamiento y manejo de los pacientes tienen las técnicas diagnósticas de la Medicina Nuclear, esta especialidad incluye en su campo de acción algunas indicaciones terapéuticas concretas realizadas mediante la administración a los pacientes de radiofármacos (terapia metabólica, endolinfática, intracavitaria, etc.) También comprende el tratamiento y prevención de los efectos biológicos provocados por la exposición a radiaciones ionizantes, especialmente cuando esta exposición se debe a irradiación externa o contaminación provocada por sustancias radiactivas no encapsuladas.

[1]

5.2.2. Radionúclidos y Radiofármacos

Para que un radionúclido pueda ser empelado en medicina nuclear debe tener un periodo físico y biológico corto, con el fin de irradiar el organismo lo menos posible y emitir una radiación γ de energía que sea fácilmente detectable desde el exterior. En ocasiones son usados en forma de compuestos químicos simples (I o el Au), pero en la mayoría de los casos son empleados como radiofármacos, es decir, como moléculas capaces de actuar sobre una determinada función orgánica en la que se ha sustituido uno de sus átomos por una molécula radioactiva. Aquellos radiofármacos empleados en medicina nuclear pueden presentarse comercialmente en su forma definitiva o en forma de generadores de radionúclidos de vida corta. [2]

Los principales radionúclidos emisores de positrones son isótopos de los elementos biológicos más comunes como el carbono (C), oxígeno (O) y nitrógeno (N), aunque no existe emisor de positrones del hidrógeno se utiliza el Flúor (F) que presenta un comportamiento químico similar.
Con ellos es posible marcar casi cualquier molécula del organismo sin modificar su comportamiento, permitiendo, así, estudiar y cuantificar fenómenos bioquímicos, fisiológicos y farmacológicos, como el metabolismo glicídico, el transporte de aminoácidos y la síntesis proteica, la síntesis de ADN, el flujo sanguíneo, la permeabilidad de la barrera hematoencefálica, los receptores de membrana hormonales, etc, *in vivo* y de forma no invasiva. De todos ellos, el radionúclido más utilizado es el **^{18}F**, con el cual se marca la deoxiglucosa para producir el principal radiotrazador, la FDG (^{18}F-2-flúor-2-desoxi-D-

glucosa), de uso clínico más extendido por sus características metabólicas y su rápida síntesis. La FDG es transportada al interior de las células por el mismo mecanismo que la glucosa no marcada, por difusión pasiva facilitada por proteínas transportadoras, siendo después fosforilada a ^{18}FDG-6-Fosfato por la hexoquinasa y glucoquinasa. Ésta queda atrapada en las células porque no puede continuar la vía metabólica de la glucosa. El segundo radiofármaco en utilización es la *^{11}C-Metionina*. Su principal aplicación clínica es el estudio de tumores cerebrales, de su recurrencia y de la valoración de la respuesta a la RT. [3]

En la tabla 8 se resumen los principales radiotrazadores y los procesos que pueden estudiarse con ellos:

Radiofármacos	Indicaciones
Marcados con ^{18}F	
2-[^{18}F]fluoro-2-desoxi-D-glucosa (^{18}FDG)	metabolismo de glucosa
18-F-Fluoroestradiol	densidad de receptores hormonales en el cáncer de mama
^{18}F-Fluoruro	metabolismo óseo
^{18}F-Fluorouracilo	comportamiento del quimioterápico no marcado
^{18}F-L-DOPA	función dopaminérgica presináptica
^{18}F-Tamoxifeno	comportamiento del quimioterápico no marcado
^{18}F-Fluorodesoxiuridina	síntesis de ADN
Marcados con ^{11}C	
^{11}C-Metionina	transportadores de aminoácidos y síntesis de proteínas
^{11}C-Tirosina	transportadores de aminoácidos y síntesis de proteínas
^{11}C-Leucina	transportadores de aminoácidos y síntesis de proteínas
^{11}C-Timidina	síntesis DNA
^{11}C-Acetato	metabolismo oxidativo miocárdico
^{11}C-Flumazenil	receptores de benzodiacepinas
^{11}C-Raclopride	receptores D2
^{11}C-Hidroxi-Efedrina	reinervación de trasplante cardiaco
^{11}C-N-Metil-4-Piperidil Acetato	actividad de acetilcolinesterasa cerebral
^{11}C-Tezolomida	comportamiento del quimioterápico no marcado
^{11}C-PK 11195	marcador de actividad de la microglia
Marcados con ^{15}O	
^{15}O-Agua	flujo sanguíneo regional tumoral y la neovascularización asociada a

	determinados tumores como los cerebrales
^{15}O-Butanol	flujo sanguíneo cerebral
Marcados con ^{13}N	
^{13}N-Glutamato	transportadores de aminoácidos y síntesis de proteínas
^{13}N-Cisplatino	comportamiento del quimioterápico no marcado
^{13}N-Amonio	flujo sanguíneo miocárdico

Tabla 8. Radiotrazadores

Tabla tomada de http://www.diagnósticopet.com/si-eres-profesional/radionuclidos-radiofarmacos.html

5.2.3. Radiación Gamma

Las emisiones gamma por su condición de corresponder a fotones (emisiones sin carga eléctrica ni masa en la práctica) y no de partículas (emisiones con carga eléctrica y masa), interactúan con menor probabilidad con la materia, por lo que permite puedan ser detectados fuera del paciente, por medio de una Gammacámara. Las concentraciones de los radionúclidos empleados en medicina nuclear son muy bajas, por lo cual no son capaces de producir reacciones tóxicas o alérgicas, aún en pacientes con antecedentes de alergia. [4]

5.2.4. Radiación Beta

Para propósitos terapéuticos en la medicina nuclear, se emplean radionúclidos emisores de energía Beta, que es emisión de electrones (partículas) las cuales dada su condición (presentan masa y carga eléctrica), interactúan rápidamente con la materia y son capaces de producir alteraciones a nivel molecular y celular. Dependiendo de su energía, son capaces de penetrar sólo algunos pocos milímetros en tejidos blandos o agua, por lo que no es posible obtener imágenes externas de su distribución corporal. Las partículas beta son de alto poder energético ocasionando una mayor dosis de radiación a nivel local. Esta posibilidad es usada con fines terapéuticos de radioterapia por vía sistémica o local, ya que al igual que los radionúclidos emisores gamma, pueden emplearse por si solos, o unirse con una molécula para actuar en un órgano definido. [5]

5.2.5. Positrones.

Otra forma de emisión de partículas la constituye los *Positrones*, los cuales son electrones cargados positivamente emitidos por el núcleo del átomo, que interactúan con un electrón orbital negativo, aniquilándose y dando como resultado la emisión de 2 fotones de 511 Kev., los cuales se dirigen en direcciones opuestas en 180 grados. Esta condición permite la detección exacta de su punto de origen, empleándose para ello la *Tomografía de Emisión*

de Positrones, PET, o los estudios de Coincidencia, C-PET. Los radionúclidos capaces de emitir radiación de Positrones son constituyentes orgánicos vitales, como el Oxigeno15, Carbono11, Nitrógeno13 o el Fluor-18, siendo posible el estudio metabólico a nivel molecular, como de la Glucosa, ácidos grasos, CO_2, H_2O entre otros. Su empleo en la actualidad es realizado especialmente para estudios Oncológicos, ocupando aproximadamente el 85 a 90% de los estudios en este tipo, esencialmente para detección de metástasis. El otro 10 a 15% de los estudios se realiza en Cardiología para evaluar viabilidad celular miocárdica y en Neurología para determinar metabolismo cerebral, flujo cerebral y estudio de tumores.

Emisor de positrón	Vida media
^{18}Fluor	109,7 minutos.
^{13}Nitrogeno	9,96 "
^{15}Oxigeno	2,07 "
^{11}Carbono	20,4 "
^{87}Rubideo	1,27 "

La dosis de radiación administrada a un paciente, se determina según la norma internacional de radiación, por medio del Becquerel (Bq). Un Bq. equivale a una desintegración por segundo de un isótopo cualquiera. En la práctica diaria se utiliza con más frecuencia el milicurie (mCi) que equivale a 37 MegaBq. Estos parámetros constituyen dosis de radiación administrada, que deben diferenciarse de la dosis de radiación absorbida real por el paciente (rad). El Gray (Gy), es la cantidad total de energía absorbida por cualquier tejido. Un Gy equivale a 100 rads.

Debe desmitificarse el hecho de que los pacientes que concurren a un estudio de Medicina Nuclear reciben altas dosis de radiación. Esto constituye sólo una falta de conocimiento de las dosis reales recibidas. Uno de los casos más demostrativos lo constituye la Cistografía isotópica versus su símil radiológica, donde la radiación para el paciente en MN es entre 100 a 200 veces menor. [6]

5.2.6. Detectores de centelleo

El detector de centelleo es uno de los detectores de radiación más utilizados. En él se aprovecha el hecho de que la radiación produce pequeños destellos luminosos en ciertos sólidos. Esta luz se recoge y transforma en un pulso eléctrico. El material que produce el destello se llama *cristal de centelleo*. Se selecciona para que tenga una alta eficiencia en absorber radiación ionizante y emitir luz (luminiscencia). Debe ser transparente para poder transmitir la luz producida, y debe estar a oscuras para que la luz ambiental no le

afecte. El material más empleado como cristal de centelleo es el yoduro de sodio activado con talio, NaI (T1). Es de costo bajo y es muy estable. Otro muy común es el yoduro de cesio activado con talio, CsI (T2), y hay otros materiales inorgánicos de usos especiales. Por otro lado, especialmente para detectar neutrones, suelen emplearse materiales orgánicos como plásticos. De éstos los más importantes son el antraceno y el estilbeno. Para ciertas aplicaciones son útiles también los líquidos orgánicos.

Con objeto de transformar la pequeña cantidad de luz producida por un cristal de centelleo en una señal eléctrica que se puede manejar con más comodidad, se pone en contacto con un dispositivo llamado fotomultiplicador, figura 9.

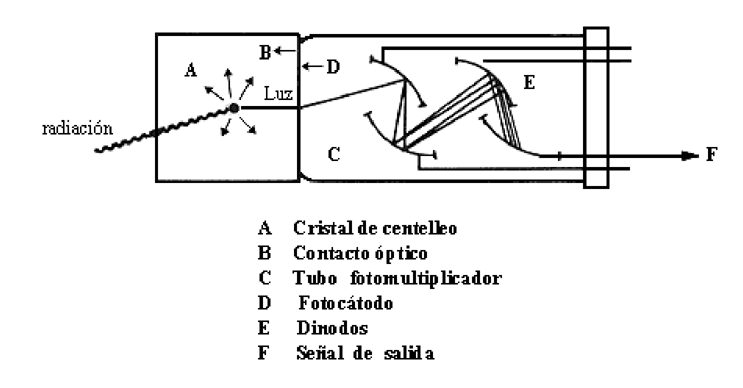


Figura 9. Detector de centelleo fotomultiplicador.

Imagen tomada de http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_8.htm

El contacto debe ser óptico (por ejemplo con grasa transparente) para que no haya pérdidas. El tubo fotomultiplicador es un recipiente de vidrio sellado y al alto vacío. La cara que está en contacto con el cristal de centelleo va cubierta en su interior por un material que emite electrones al recibir luz (fotocátodo) y opera como una celda fotoeléctrica. Estos electrones son acelerados y multiplicados en campos eléctricos secuenciales entre electrodos llamados dinodos, lográndose multiplicaciones de un millón de veces. En el último de ellos la señal eléctrica es suficientemente grande para poder ser manejada con amplificadores y analizadores de pulsos convencionales. [7]

5.2.7. Gammacámara

La Gammacámara, figura 119, es una unidad que permite el estudio de la distribución del radiofármaco en una zona del organismo, está constituida esencialmente de un gran cristal de centelleo que puede llegar a tener 25-30 cm de diámetro y 1.3 cm de espesor. La parte dirigida al enfermo posee un colimador, que es multicanal en la mayoría de casos y con

orificios de espesor proporcional a la energía de radiación emitida por el radionúclido que se emplee. Detrás del cristal hay una serie de fotomultiplicadores (minimo19) de tal modo que todos estén orientados hacia el cristal. Los fotomultiplicadores, a través del correspondiente analizador están conectados a un sistema electrónico que tiene en su salida un osciloscopio de rayos catódicos con pantalla de persistencia o memoria. [8]



Figura 119. Gammacámara

Imagen tomada de http://www.médicosdeelsalvador.com/uploads/curriculum/1/2541-05Gammacamara.jpg

5.2.8. Tomografía por emisión de fotones únicos (SPECT)

Es el método más adecuado para representar por planos la acumulación de radionúclidos. El fundamento de la SPECT consiste en administrar un radionúclido emisor de fotón único y captarlo desde la circunferencia externa al sujeto (correspondiente a lo que se desee estudiar) mediante el uso de diversos detectores colimados. Los datos pasan a un computador que emplea algoritmos de reconstrucción y así calcular la distribución del radionúclido emisor en el corte estudiado. Ya por último, esta matriz es pasada por un osciloscopio, donde la imagen es formada (en escala de grises o de colores). Esta técnica posee unos problemas no resueltos aun: la corrección de la absorción que sufre el fotón emitido en el interior del organismo hasta su salida y, por otro lado, el hecho de que el voxel obtenido es siempre de tamaño menor que el de un TAC, con los cortes axiales radiológicos.

El dispositivo ideal para el uso en esta técnica es un *gantry* con una corona de detectores fijos en torno en (360°). Sin embargo, la necesidad de disponer de dispositivos más económicos ha hecho ver, que basta con disponer detectores de 180° para que los datos adquiridos sean aceptables. A pesar de esto el método habitual usado para realizar una SPECT es mediante el uso de una Gammacámara rotatoria que gira en torno al paciente y detecta, en cada posición, la emisión del radioisótopo suministrado, que son los datos que luego de analizados por el computador darán la imagen final correspondiente a cada plano. [9]

5.2.9. Tomografía de Emisión de Positrones (PET)

Un equipo PET dedicado, figura 120, usa una serie de cristales (sobre 18.000 cristales en equipos actuales) conectados a fototubos, similar en su base a una Gammacámara, pero en el, agrupados en múltiples anillos de detección en 360º (hasta 64 anillos). El tipo de cristal empleado varía según el fabricante de los equipos siendo los más frecuentemente usados:

- **Germanato de Bismuto (BGO)**
- **Ortosilicato de Lutecio (LSO)**
- **Ortosilicato de Gadolineo (GSO)**

La principal diferencia en los cristales, está dada por el tiempo de decaimiento para la detección de positrones del cristal, es decir, la capacidad para detectar eventos en forma sucesiva, lo que define, una mayor capacidad de detección y por ende menor tiempo de adquisición del estudio, que puede llegar a ser menor de 20 minutos en algunos equipos con cristales de LSO, versus no menos de 25 a 30 minutos para GSO y de 40 a 45 minutos para BGO. Para el BGO el tiempo de decaimiento para detección es de 300 nanosegundos (ns.), 60 ns para el GSO y de 40 ns para LSO. A modo de comparación un cristal de Yoduro de Sodio tiene un tiempo muerto de 230 ns.

La adquisición de los estudios puede realizarse en modo 2D ó 3D. En el modo 2D, el cristal usa septas retráctiles de plomo o tungsteno, las que actúan como colimadores, con tal de disminuir los eventos de radiación producidos por scatter (fotones no pareados de una misma aniquilación, desviados de su eje de 180º por interacción con otros electrones, pero que llegan simultáneamente al detector), lo cual finalmente degrada la calidad de la imagen, haciendo algo más lento el estudio. Muchos equipos actuales han optado por realizar estudios en 3D, es decir sin el uso de las septas, ya que existen nuevos software de reconstrucción iterativa, que mejoran la calidad de la imagen, evitando la degradación producida por el scatter, no habiendo en la práctica grandes diferencias en la calidad de la imagen final, con un significativo menor tiempo de adquisición para el 3D. Es importante

al igual realizar corrección de atenuación para mejorar la calidad de la imagen. La corrección de atenuación es vital especialmente para detectar lesiones de menos de 1,0 cm, con baja actividad y localizadas en una región central. Esta puede realizarse a modo de imágenes de transmisión con fuentes de Cesio o Germanio. Esto aumenta aún más el tiempo de estudio, ya que debe realizarse por separado. Esto determina que los estudios en general tengan una duración entre 60 a 90 minutos en total.



Figura 120. Equipo PET dedicado

Imagen tomada de http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm

Actualmente la nueva generación de equipos incluye la unión de un equipo PET y un Scanner (TAC), equipos PET-CT, con lo cual se logra la capacidad de obtener imágenes moleculares, funcionales, asociadas a una imagen anatómica de alta resolución, especialmente en equipos "multislice" entre 2 a 16 cortes, llegando a resoluciones de menos de 1 mm. Esto también disminuye el tiempo de examen menos de 30 minutos, ya que la corrección de atenuación se hace simultánea al estudio de positrones. Algunas grandes Clínicas a nivel mundial, ya cuentan con esta tecnología de PET-CT. La principal ventaja de usar PET-CT, es por la mejoría especialmente de la especificidad del estudio, más que de la sensibilidad. Se describe mejoría en la especificidad de un 10 a 15% y de 5% en la sensibilidad, llegando hasta un 10% en lesiones menores de 1 cm.

Otra ventaja comparativa a los equipos de PET-CT, es en la capacidad de fusión inmediata en un mismo estudio, de imágenes, en relación a la fusión de imágenes de equipos separados, ya que es más exacta al estar integrados. La dificultad radica en que al realizar la fusión especialmente para pequeñas lesiones, menores de 1 cms., no siempre se logra una buena sobreposición anatómica, por las posibles diferencias de posicionamiento del paciente y niveles de cortes anatómicos de la TAC. La gran limitante para la adquisición de estos equipos es su costo el que puede alcanzar los U$ 2,5 millones de dólares. [10]

5.2.10. Resumen de subcapítulo

La medicina nuclear es una técnica especial médica que usa sustancias llamadas radionúclidos o radiofármacos para el diagnóstico. Estas sustancias irradian el organismo lo menos posible y emiten una radiación detectable desde el exterior. Como son inyectados dentro de órganos y tejidos la radiación detectada permite obtener una imagen del objeto de estudio. Su campo de acción comprende los siguientes aspectos, prevención, investigación, diagnóstico y terapéutica. El dispositivo usado para la detección de la distribución del radionúclido o radiofármaco es llamada Gammacámara, está constituida esencialmente de un gran cristal de centelleo. Las dos técnicas más usadas actualmente de esta especialidad son la Tomografía por emisión de fotones únicos (SPECT) y la Tomografía de Emisión de Positrones (PET)

REFERENCIAS

[1] http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_radiology_sp/nucmed.cfm

http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_radiology_sp/nucmed.cfm

[2] [3] Juan R. Zaragoza. Bases físicas de la medicina nuclear. Médical Imaging. *"Física e Instrumentación Médicas"*. 2da Edición. Ed. Masson-Salvat. Pag: 438-440.

[4][5][6] http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm

[7]
http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_8.htm

[8][9] Juan R. Zaragoza. Bases físicas de la medicina nuclear. Médical Imaging. *"Física e Instrumentación Médicas"*. 2da Edición. Ed. Masson-Salvat. Pag: 445-449.

[10] Juan R. Zaragoza. Bases físicas de la medicina nuclear. Médical Imaging. *"Física e Instrumentación Médicas"*. 2da Edición. Ed. Masson-Salvat. Pag: 449-451.

http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm

5.3. RAYOS X

Hace más de un siglo, en 1895, Wilhelm Conrad Röntgen científico alemán descubrió una radiación que para aquel entonces era desconocida, lo que le otorgo el nombre de rayos X, que tenía la propiedad de penetrar los cuerpos opacos. Los rayos X son una forma de radiación electromagnética que posee una gran energía y por ello pueden penetrar a través del cuerpo humano y producir una imagen en una placa fotográfica. Al pasar a través del cuerpo modifican las radiaciones entonces al pasar por estructuras densas como el hueso en la placa aparecerá un tono blanco, si atraviesa estructuras con aire aparece un tono negro. Entre ambas densidades pueden aparecer diferentes tonos de grises, dependiendo de la densidad de la estructura atravesada por los haces de rayos X. De esta forma se producirá una imagen bidimensional de una estructura del cuerpo, con diferentes tonos del negro al blanco separando estructuras y delimitando tejidos. Los rayos X son quizás uno de los descubrimientos más revolucionarios de la medicina, ya que es posible realizar diagnósticos sin siquiera invadir físicamente al paciente. En este subcapítulo se discutirán los aspectos más relevantes en esta ciencia, como lo son el haz de rayos X, el tubo de rayos X, las propiedades que poseen este tipo de rayos, cómo interactúan con la materia, y los sistemas usados para su detección. Y por ultimo hablar de cómo se obtienen las imágenes con los sistemas de rayos X.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.3.1. El haz de rayos X

Los electrones que golpean un material objetivo de Tungsteno a una alta velocidad producen dos tipos de radiación de fotones*: breshmsstrahlung y radiación característica.* La *radiación breshmsstrahlung* es una radiación electromagnética producida por la desaceleración de una partícula cargada, ejemplo un electrón, cuando es desviada por otra partícula cargada, como por ejemplo un núcleo atómico. Este tipo de radiación tiene un espectro continuo. Este tipo de radiación también se le conoce como radiación libre-libre porque la produce una partícula cargada que está libre antes y después de la deflexión (aceleración) que produce la emisión. *La radiación característica* se produce cuando un electrón causa que otro electrón de un núcleo atómico particular objetivo sea desplazado. El electrón desplazado es reemplazado por un electrón objetivo de mayor energía de un núcleo exterior. Esta transición de núcleo a núcleo produce una radiación con una energía particular, y aparece como un pico en la grafica del fotón de energía. [1]

5.3.2. Tubo de rayos X

La figura 12 es el esquema de un tubo de Rayos X. Por el filamento del cátodo se hace pasar una corriente que lo pone incandescente y que es capaz de liberar electrones (C), que se encuentran en presencia de un campo eléctrico si se establece una diferencia de potencial (V) entre el ánodo y el cátodo.
Los electrones son atraídos por el ánodo, adquiriendo energía cinética y llegando a (A) con una energía E= e V. Así si la diferencia de potencial son 100 kV, la energía de los electrones al llegar al ánodo es de 100 keV. Un tubo de rayos X consiste en un tubo de vidrio, en el que se ha hecho vacío, en cuyo interior y en un extremo va el cátodo (negativo) y en el otro va el ánodo (positivo). El cátodo está formado por un filamento incandescente de tungsteneo y el ánodo es una barrera de cobre, en cuya parte final hay una pieza de tungsteno de 1 cm2 aproximadamente, que constituye el foco, y en donde colisionan los electrones acelerados.

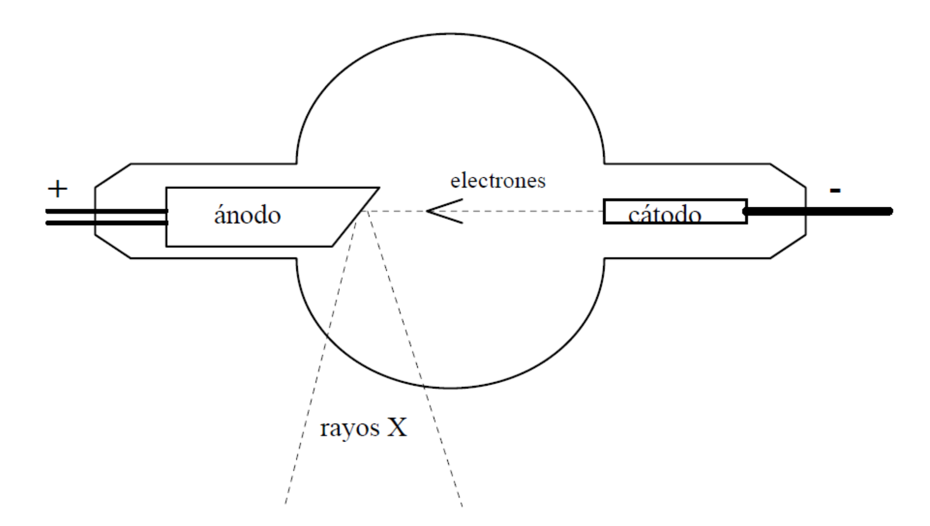


Figura 12. Producción de rayos X por interacción de un haz de electrones acelerados con un anticátodo

Imagen tomada de http://www.sc.ehu.es/acpmiall/Area_2.pdf

Entonces si se maneja un tubo con 120 kV, se obtendrán fotones entre 0 y 120 keV. Sin embargo, es difícil obtener fotones de la máxima energía, pues para ello es necesario que el choque entre el electrón y el núcleo sea frontal, es decir, que pierda toda su energía. Lo que en realidad ocurre, es que la probabilidad de que se emita un fotón con una determinada energía es tanto mayor cuanto menor es esa energía. Según esto, el número de fotones producido por frenado en función de la energía estaría representado en la figura13 por la línea de puntos. Entonces, como dichos fotones tienen que atravesar las paredes del tubo de rayos X, los de más baja energía serán absorbidos, dando la curva de

trazo continuo. Desde un punto de vista práctico y para tensiones por debajo de 200 kV, se alcanza el máximo número de fotones para unos 40 keV y la energía media de los fotones emitidos por frenado oscila entre el 35 y el 60% de la energía máxima. Como la energía de enlace de las capas de electrones es exclusivamente característica de cada sustancia, esta radiación de fotones dependerá del número atómico del material que constituye el ánodo. [2]

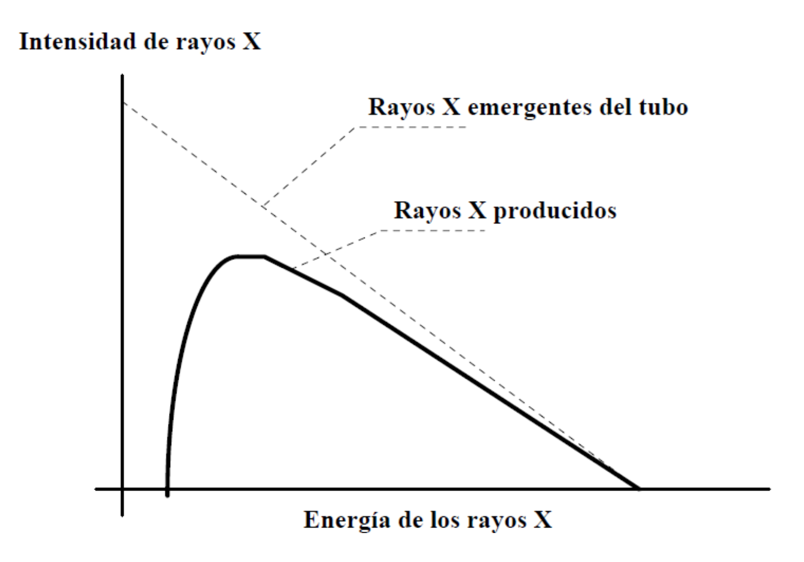


Figura 13. Energía de rayos X

Imagen tomada de http://www.sc.ehu.es/acpmiall/Area_2.pdf

5.3.3. Propiedades de los rayos X

Los rayos X afectan a una emulsión fotográfica del mismo modo que lo hace la luz. La absorción de rayos X por una sustancia depende de su densidad y masa atómica. Cuanto menor sea la masa atómica del material, más transparente será a los rayos X de una longitud de onda determinada. Cuando se irradia el cuerpo humano con rayos X, los huesos (compuestos de elementos con mayor masa atómica que los tejidos circundantes) absorben la radiación con más eficacia, por lo que producen sombras más oscuras sobre una placa fotográfica. En la actualidad se utiliza radiación de neutrones para algunos tipos de radiografía, y los resultados son casi los inversos. Los objetos que producen sombras oscuras en una imagen de rayos X aparecen casi siempre claros en una radiografía de neutrones.

Fluorescencia: los rayos X también producen fluorescencia en determinados materiales, como el Platinocianuro de Bario o el sulfuro de Zinc.

*Ionización: o*tra característica importante de los rayos X es su poder de ionización, que depende de su longitud de onda. La capacidad de ionización de los rayos X monocromáticos es directamente proporcional a su energía. Esta propiedad proporciona un método para medir la energía de los rayos X. Cuando se hacen pasar rayos X por una cámara de ionización se produce una corriente eléctrica proporcional a la energía del haz incidente. Además de la cámara de ionización, otros aparatos más sensibles como el contador Geiger o el contador de centelleo también miden la energía de los rayos X a partir de la ionización que provocan.

Difracción de rayos X: los rayos X pueden difractarse al atravesar un cristal, o ser dispersados por él, ya que el cristal está formado por redes de átomos regulares que actúan como redes de difracción muy finas. Los diagramas de interferencia resultantes pueden fotografiarse y analizarse para determinar la longitud de onda de los rayos X incidentes o la distancia entre los átomos del cristal, según cuál de ambos datos se desconozca. Los rayos X también pueden difractarse mediante redes de difracción rayadas si su espaciado es aproximadamente igual a la longitud de onda de los rayos X. [3]

5.3.4. Interacción con la materia

En la interacción entre la materia y los rayos X existen tres mecanismos por los que éstos son absorbidos, todos demuestran la naturaleza cuántica de los rayos X:

Efecto fotoeléctrico: cuando un fotón correspondiente a la zona de rayos X del espectro electromagnético choca contra un átomo, puede golpear un electrón de una capa interna y expulsarlo del átomo. Si el fotón tiene más energía que la necesaria para expulsar el electrón, le transferirá esta energía adicional en forma de energía cinética. Este fenómeno, denominado efecto fotoeléctrico, tiene lugar principalmente en la absorción de rayos X de baja energía.

*Efecto Compton: e*l efecto Compton, descubierto en 1923 por el físico y educador estadounidense Arthur Holly Compton, es una manifestación importante de la absorción de rayos X de menor longitud de onda. Cuando un fotón de alta energía choca con un electrón, ambas partículas pueden ser desviadas formando un ángulo con la trayectoria de la radiación incidente de rayos X. El fotón incidente cede parte de su energía al electrón y

sale del material con una longitud de onda más larga. Estas desviaciones acompañadas por un cambio en la longitud de onda se conocen como *dispersión Compton.*

*Producción de pares: e*n el tercer tipo de absorción, que se observa especialmente cuando se irradian elementos de masa atómica elevada con rayos X de muy alta energía, se produce el fenómeno de producción de pares. Cuando un fotón de alta energía penetra en la capa electrónica cercana al núcleo, puede crear un par de electrones, uno con carga negativa y otro con carga positiva; los electrones con carga positiva se conocen también como positrones. La producción de pares es un ejemplo de la conversión de energía en masa. El fotón necesita una energía de al menos 1,2 MeV para proporcionar la masa del par. Si el fotón incidente posee más energía de la necesaria para la producción del par, el exceso de energía se cede al par de electrones en forma de energía cinética. Las trayectorias de las dos partículas son divergentes.

[4]

5.3.5. Detección de rayos X

5.3.5.1. Combinación de pantalla-película

Se necesitan algunas propiedades especiales para la detección de la imagen en aplicaciones radiográficas, donde unas pocas imágenes de alta calidad son hechas para estudio. Debido a que las decisiones para diagnóstico no son hechas inmediatamente luego de ver las imágenes, no es necesaria que estas sean visualizadas inmediatamente. El método más común de detección de una imagen de rayos X usa una película sensible a la luz como medio, debido a ser de alta calidad tiene una pobre respuesta a los rayos X, por lo que tiene que ser usada al mismo tiempo que pantallas sensibles a los rayos X. Tales pantallas son hechas generalmente con $CaWo_2$ o Fósforos que usan raros elementos de la tierra como el Gd_2O_2. La película está incluida en un casete opaco en contacto con una pantalla radiográfica o entre dos de dichas pantallas. Cuando una imagen de rayos X impacta al casete, estos son absorbidos por las pantallas con alta frecuencia, y esa energía es convertida en luz visible. La luz luego expone una imagen negativa en la película, que se encuentra en contacto con la pantalla.
Son muchas las propiedades importantes cuando se habla del rendimiento relativo de diferentes películas. Una propiedad crítica es el *contraste*, que describe la cantidad de opacidad adicional causada por una cantidad adicional de luz cuando se trabaja cerca del centro del rango de exposición de la película. Otra propiedad importante es la *latitud* de una película, la cual describe la habilidad de una película de crear una imagen visible con un amplio rango en los niveles de entrada de la luz. Generalmente la latitud y el contraste

son propiedades que compiten, ya que una película con un alto contraste tendrá una baja latitud. Adicionalmente, la modulación de la función de transferencia (MTF) de una película es otra importante propiedad, la MTF se degrada a frecuencias altas, estas MTF de altas frecuencias también viene descrita por la *resolución* de la película, que es la habilidad que posee de mostrar imágenes pequeñas.
Las pantallas de rayos X también poseen parámetros esenciales para el funcionamiento. Es esencial que las pantallas detecten e induzcan un alto porcentaje de los rayos X que la golpean, que es medida como la eficiencia de detección de quantum de la pantalla.
Para un sistema pantalla-película, se requiere cierta cantidad de radiación para producirse una opacidad usable en la película. La habilidad de estos sistemas de hacer una imagen con una pequeña cantidad de radiación es llamada *velocidad*. Dicha habilidad depende de un número de parámetros: la eficiencia de detección de quantum de la pantalla, la eficiencia con la que la pantalla convierte la energía de los rayos X en luz, y la cantidad de opacidad de la película para cierta cantidad dada de luz. El número de rayos X usados para la generación de una imagen radiográfica será escogido con el fin de poder otorgar una cantidad suficiente de exposición a la película. [5]

5.3.5.2. Intensificador de imagen

En el intensificador de imagen la imagen radiográfica es transformada en una imagen luminosa cuya intensidad de brillo es mayor a la producida por una pantalla fluorescente. La figura 123 se muestran los componentes básicos del intensificador: una ampolla de vidrio al vacio que contiene un ánodo, un cátodo y unos lentes de focalización electrónica. La radiación que emerge del paciente (imagen radiográfica) incide sobre el intensificador, y produce una transformación electrónica. En el extremo de entrada del haz de radiación se encuentra una pantalla fluorescente de yoduro de cesio (fosforo de entrada) que absorbe los fotones X que llegan a ella y los transforma en fotones luminosos. Un fotocátodo unido al fosforo de entrada actúa como una superficie fotoemisora: emite electrones al todo unido al ser estimulados sus componentes por los fotones de luz. El número de electrones emitidos es directamente proporcional a la cantidad de luz que incide sobre el fotocátodo y, en consecuencia, proporcional a la cantidad de radiación X que llega a la pantalla primaria (imagen electrónica). Los electrodos son acelerados por una diferencia de potencial que se establece entre el fotocátodo y el ánodo, y son enfocados por la acción de lentes electrostáticos hacia una pantalla fluorescente de menor tamaño, situada al otro lado del ánodo. El impacto de los electrones sobre esta pantalla, con la consiguiente producción de fotones luminosos, permite recuperar la imagen visible. El resultado es una imagen de gran luminosidad, más pequeña que la original que puede ser visualizada en un monitor gracias a un circuito cerrado de televisión. [6]

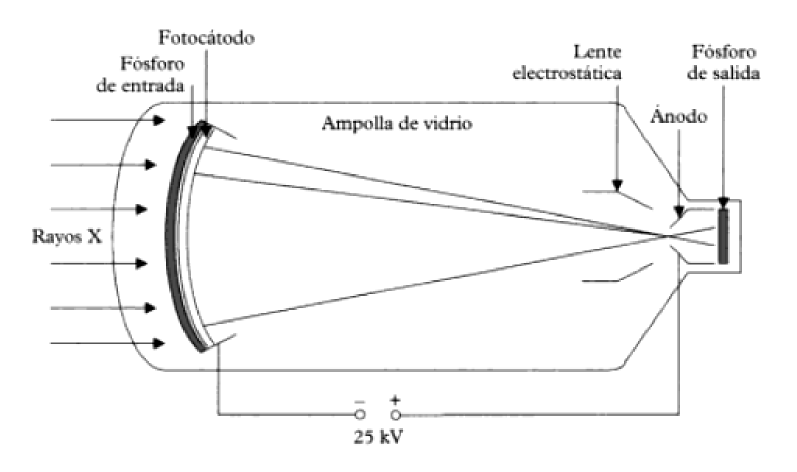


Figura 123. Intensificador de imagen

Imagen tomada de Francisco Javier Cabrero Fraile, "Nociones sobre física de radiaciones". Imagen radiológica principios físicos e instrumentación. Pag: 82

5.3.6. Sistemas radiográficos de imagenología

Todos los sistemas de imagenología de rayos X consisten de una fuente de rayos X, un colimador y un detector de rayos X. Los sistemas de diagnóstico médico utilizan rayos X generados externamente con energías de 20 a 150 keV. En todo el siglo veinte la obtención de imágenes se realizo de la misma forma, que fue usando rayos X de amplio espectro y una película fotográfica. En general los rayos X son generados por un tubo de rayos catódicos que genera los rayos cuando es excitado con una fuente de poder de alto voltaje. Este rayo se le da forma con un colimador y atraviesa el paciente creando una imagen latente en el plano de la imagen. Dependiendo de cual sistema de rayos X sea usado la imagen es detectado por una película de rayos X, un intensificador de imagen o un set de detectores de rayos X. Si se usa la técnica de película de rayos X, los rayos X pasan a través del cuerpo proyectando una imagen de huesos, espacios de aire, y cuerpos extraños, figura 124a. La sombra grafica obtenida, de esta manera son los resultados de la variación de intensidad del rayo X transmitido después de que atraviesa los tejidos, fluidos del cuerpo, de diferentes densidades.

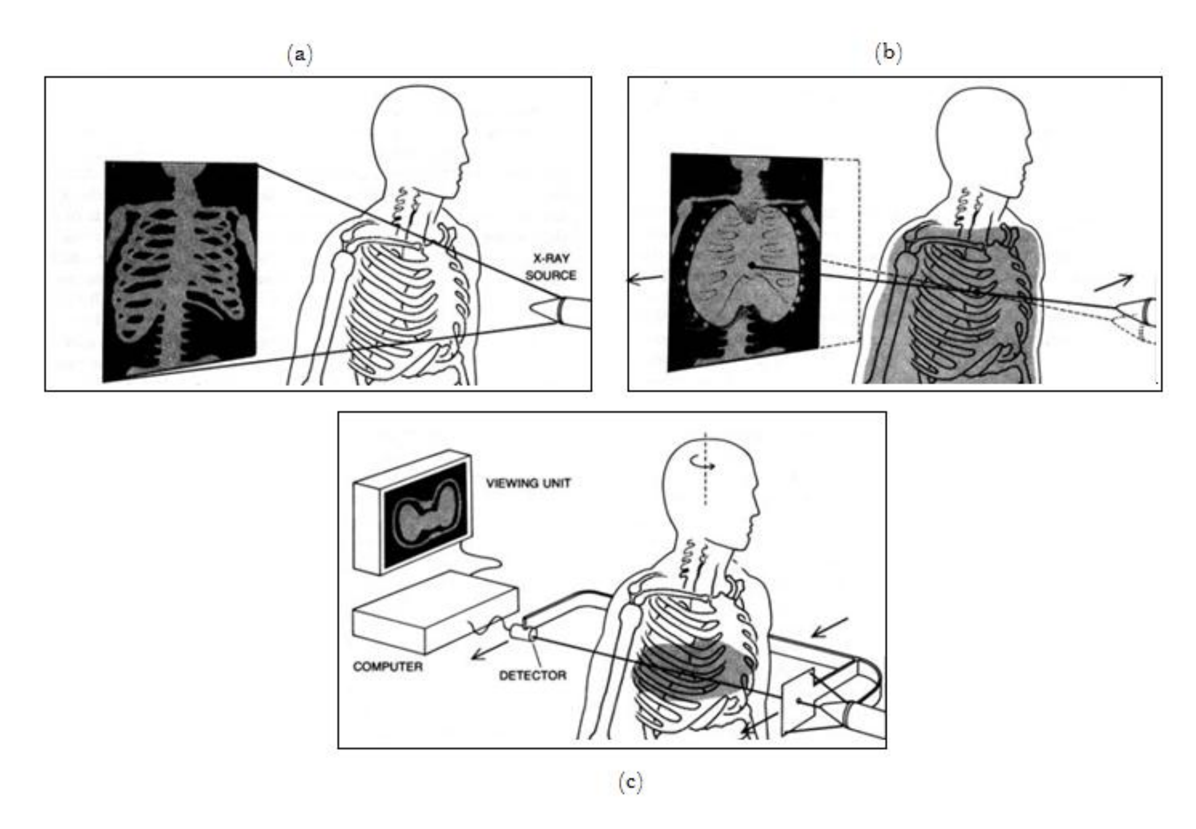


Figura 124. Vista de las tres técnicas de rayos X, usadas para obtener imágenes médicas. (a) Una imagen de rayos X convencional es hecha haciendo que los rayos diverjan de una fuente, atraviesen el cuerpo, y caigan sobre una capa de película fotográfica. (b) Una tomografía es hecha haciendo que los rayos X se muevan en una sola dirección durante la exposición y la película en la otra dirección. En la imagen proyectada solo un plano permanece estacionario con respecto a la película en movimiento. En la imagen, todos los demás planos del cuerpo se ven borrosos. (c) En la tomografía computarizada, una reconstrucción de proyecciones es hecha montando la fuente de rayos X y un detector en un yugo y moviéndolos a través del cuerpo, el yugo es rotado a una serie de ángulos del cuerpo. La información recolectada es procesada por un programa o algoritmo de computador, para posteriormente visualizar la imagen en una pantalla de cátodos.

Imágenes tomadas de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Radiation imaging. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 883.

Dicha técnica tiene las ventajas de ofrecer una alta resolución, imágenes de alto contraste con relativamente baja exposición del paciente. Por otro lado incluyen distorsión geométrica significativa, inhabilidad de proveer información detallada, y la no posibilidad de obtener imágenes en tiempo real. Como resultado es usada para registros dentales e imagenología de huesos. Con esta técnica no se pueden obtener imágenes del cerebro puesto que este consiste de tejido blando, y es difícil distinguir entre tejidos y estructuras de densidad similar. En la tomografía de planos la imagen la fuente de rayos X es movida en una dirección mientras que la película fotográfica en otra, figura 124b. El resultado de

este procedimiento es que mientras los rayos X viajan continuamente con trayectos cambiantes a través del cuerpo, cada rayo pasa a través del mismo punto en el plano o sección transversal de interés. Por lo que las estructura en el plano deseado se muestran brillantes, mientras que en los otros planos todas las estructuras salen borrosas. Sin embargo posee unas limitaciones, primero no localiza realmente un solo plano ya que hay un error en la percepción de profundidad que se obtiene. Segundo, los grandes contrastes de radiodensidad usualmente son requeridos para obtener imágenes de alta calidad fáciles de interpretar. La tomografía computarizada (CT) es una aproximación totalmente diferente, figura 124c, ya que consiste de un sistema de escaneo y uno de detección, un computador y un monitor, combina técnicas de reconstrucción de imagen con técnicas de medida de la absorción de rayos X de tal manera que facilitan el mostrar imágenes de órganos internos. Su funcionamiento es similar al de la radiografía convencional, un rayo X colimado es dirigido a través de una sección que este siendo escaneada hasta un detector que se localiza al otro lado del paciente. Los rayos que atraviesan envían la información del detector al computador, donde se procesa, se reconstruye y se muestra la imagen en el monitor. [7]

5.3.7. Resumen de subcapítulo

Los rayos X son una forma de energía que atraviesa los cuerpos y tienen la propiedad de ser absorbidos a su paso por estructuras densas, desde tejidos hasta huesos. Los tres tipos de absorción de los rayos X son por efecto fotoeléctrico, efecto compton y producción de pares. Las técnicas de imagenología actuales usan un generador de rayos X externo, generalmente un tubo de rayos X, y dependiendo de la técnica usada es recibida por una película fotográfica, un detector de imagen o una combinación de detectores y un computador, para el caso de la tomografía. Es una técnica que no presenta mayores riesgos puesto que la exposición a los rayos X es limitada y no deja huellas significativas de radiación en el cuerpo.

REFERENCIAS

[1][2] Dean H Skuldt. "X-ray based imaging".
*Minimally invasive médical technolog*y. Edited by J G Webster. Pag 47-48

[3] http://www.geocities.com/fisicaquimica99/radiacion11.htm

[4] Francisco Javier Cabrero Fraile, "Nociones sobre física de radiaciones". *Imagen radiológica principios físicos e instrumentación.* Pag: 67-68

[5] Shroy, R. E. Jr., Van Lysel, M.S., Yaffe, M. J. "X-Ray." *The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.* Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 1123

[6]Francisco Javier Cabrero Fraile, "Nociones sobre física de radiaciones". *Imagen radiológica principios físicos e instrumentación.* Pag: 81-82

[7]John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Radiation imaging. *"Introduction to Biomédical Engineering*". Pag 882-885.

5.4. ULTRASONIDO

No se tendría un estudio completo de imagenología médica sino se hablará del ultrasonido. Aunque esta técnica no provee la resolución anatómica de las otras técnicas, es relativamente económico y muy seguro, lo que la convierte en una de las técnicas de imagenología más populares. Esta técnica, como su nombre lo indica, usa ondas de sonido que son reflejadas por los tejidos, estas reflexiones son llamadas ecos. Cuando esta regresa trae consigo información que es usada para estimar la forma y la localización del objeto de estudio, con lo que es posible mostrar una imagen. En este apartado se estudiará lo básico de un sistema de ultrasonido, los transductores usados en la técnica y sus características, como se generan las imágenes y los tipos de resolución que existen para el ultrasonido.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.4.1. Sistema de ultrasonido

La figura 125 muestra el diagrama de bloques general de un sistema de ultrasonido. Como ya se menciono estos sistemas usan ondas de sonido dentro del rango de 2 a 10 Mhz, estas ondas se reflejan en forma de ecos. La cantidad reflejada depende las diferencias de tejido además del ángulo en que estas inciden. El tiempo transcurrido entre la generación de la señal y su eco, es usado para computar la distancia del objeto, y además las ondas reflejadas traen información acerca de la forma y ángulo del objeto. [1]

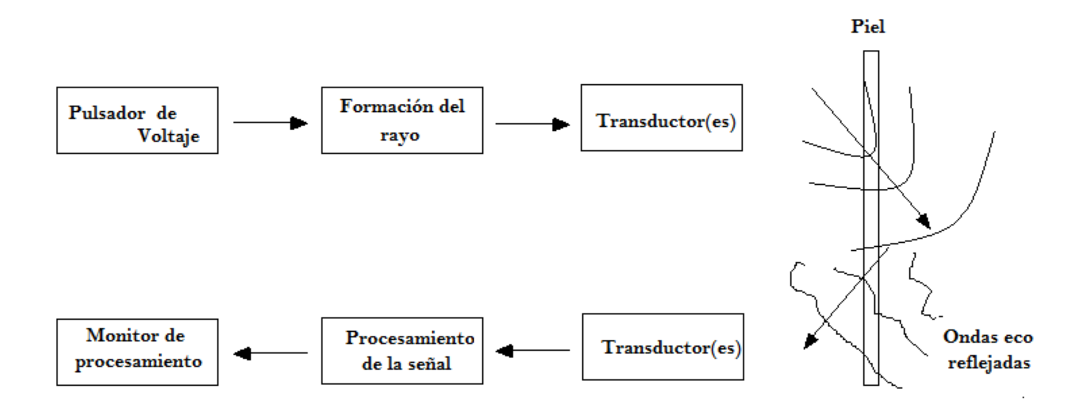


Figura 125. Diagrama de bloques de un sistema de ultrasonido

Imagen tomada de Dean H Skuldt. "Ultrasound". Minimally invasive médical technology.. Pag 90

5.4.2. Transductores

Un transductor es un dispositivo que cambia una forma de energía a otra, en ultrasonido el voltaje es cambiado a sonido y viceversa. Algunos transductores son por naturaleza piezoeléctricos, por ejemplo el cuarzo transforma presión a electricidad y viceversa. Pero es posible convertir un material no piezoeléctrico en uno que si lo sea, por medio de su exposición fuertes campos eléctricos mientras se estabilizan de altas temperaturas. Muchos avances tecnológicos en imagenología con ultrasonido han sido resultado de innovaciones en tecnología de transductores, uno de los cuales fue el desarrollo de los transductores de derivación de línea. Anteriormente los sistemas de ultrasonido lograban una imagen moviendo manualmente el transductor a través de la región de interés, incluso los más rápido escáneres requerían de varios segundos para generar una imagen, como resultado, solo objetos estáticos podían ser escaneados. Por otro lado, si el rayo acústico es escaneado rápidamente, los especialistas pueden visualizar objetos en movimiento tales como un corazón latiendo. [2]

5.4.2.1. *Materiales de los transductores*

Los materiales ferroeléctricos son los materiales que mas exhiben el efecto piezoeléctrico, por lo que son ideales para el uso en ultrasonido. Por muchos años, la cerámica piezoeléctrica zirconita de titanio (PZT) ha sido el material para transductor estándar para uso en ultrasonido médico, debido a su alta eficiencia de conversión electromecánica y bajas perdidas intrínsecas. Las propiedades del PZT pueden ajustarse modificando la razón de zirconio a titanio e introduciendo pequeñas cantidades de otras sustancias, como el lantano. El PZT también posee una alta constante dieléctrica comparado con otros materiales piezoeléctricos, lo que le otorga mejores características eléctricas, además el PZT puede operar en temperaturas de hasta 100° C o un poco más, y es estable durante largos periodos de tiempo. Pero posee las desventajas de una alta impedancia acústica y la presencia de modos laterales en elementos de derivación. Otros elementos piezoeléctricos son usados en diversas aplicaciones, por medio de la combinación del PZT y el epoxi en diferentes cantidades y distribuciones espaciales, se pueden modificar las propiedades del compuesto para muchas aplicaciones.

Por último el polímero ferroeléctrico polivinilideno difluorido (PVDF) es usado con éxito en transductores de alta frecuencia. [3]

5.4.2.2. *Tipos de transductores y configuraciones*

La mayoría de los sistemas de imagenología en ultrasonido usan configuraciones de transductores más que de un solo cristal. Una configuración unidimensional, figura 126, es un arreglo en una línea de transductores llamados elementos que pueden ser direccionados individualmente o en pequeños grupos. Los elementos están distribuidos en intervalos regulares, típicamente la mitad de dos longitudes de onda. Las ventajas clave de las configuraciones son que estas pueden ser rápidamente enfocadas y dirigida electrónicamente o cambiadas electrónicamente mientras que un transductor estrictamente mecánico tiene una longitud focal fijada y puede ser dirigido o trasladado solamente por medios mecánicos. Cada elemento, en términos de un diseño básico, se trata como un transductor individual.

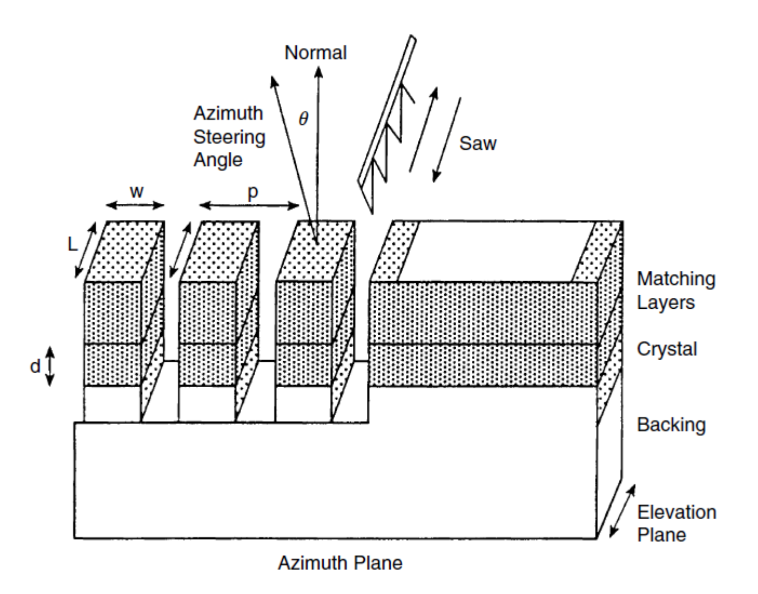


Figura 126. Construcción de una configuración unidimensional

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Diagnostic ultrasound. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 927.

Los dos tipos de configuración más comunes son la configuración lineal y la configuración de fase. La configuración lineal forma una imagen trasladando una apertura active (un cierto número de elementos), un elemento en un determinado tiempo de la longitud de la configuración. En una configuración de fase, el centro la apertura activa siempre es la misma y el scan de líneas acústicas se logra a través de direccionamiento angular electrónico. Cada línea es dirigida por un pequeño ángulo incremental. [4]

5.4.3. Generación de imágenes por ultrasonido

Cada rayo de sonido generado representa una línea de información. La penetración del sonido depende de cuánto tiempo le tome al sistema en que vuelvan los ecos. Los transductores mecánicos usualmente generan imágenes con forma de pastel, figura 127a. Las imágenes rectangulares como las mostradas en la figura 127b son generadas por configuraciones lineales, y cada línea se compone de puntos o pixeles. Cada pixel tiene un valor en la escala de grises escogido de acuerdo a la magnitud del eco recibido, la diferencia entre el máximo y mínimo representable es llamada rango dinámico. Generalmente una imagen o scan está compuesta de 128 líneas.



Figura 127. (a) Imágenes de forma de pastel son usualmente generadas por medios mecánicos. **(b)** Imágenes con forma rectangular son usualmente generadas por configuraciones lineales.

Imágenes tomadas de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Diagnostic ultrasound. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 928-929.

El ultrasonido tiene muchos tipos de representación de la señal, que son llamados modos.

- ***Modo "A"***

La imagen, obtenida por insonación de estructuras estáticas, emplea la modulación de la amplitud del pulso como información. La aplicación más simple de esta información, es el *modo A*, el cual muestra las variaciones en la intensidad del eco retornado como una gráfica simple que mide las variaciones de la amplitud / tiempo (distancia). Esto permite medidas de distancia en una línea única, (Fig. 128).

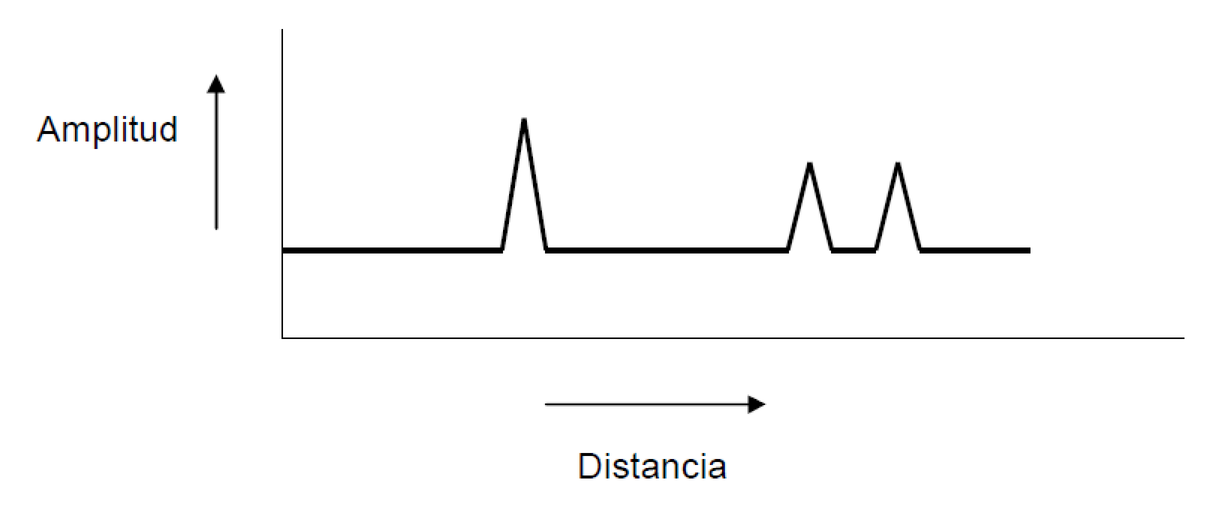


Figura 128. Modo A. El ultrasonido se refleja según va atravesando interfaces de distintas impedancia acústicas. La amplitud del eco retornado disminuye a medida que se incrementa la distancia entre el transductor y el reflector.

Imagen tomada de http://www.cdvni.org/pdf/PrincipiosIII.pdf

- ***Modo "B"***

La visualización de una imagen anatómica fue posible con el desarrollo de la modulación del brillo o *modo B*, en el cual la información sobre las variaciones de la amplitud del pulso se representa en cada punto como una *escala de grises*. Los primeros aparatos mostraban cada punto como claro-oscuro dentro de un brillo uniforme. El desarrollo de los convertidores de barrido analógicos permitió mostrar una verdadera escala de grises.
Actualmente, estos aparatos implementan rangos dinámicos amplios, lo cual permite representar una misma imagen tanto con señales de amplitud alta o baja, lo que mejora de forma importante la capacidad de visualizar estructuras semejantes en su representación dentro de la escala de grises.

5.4.4. Resolución en ultrasonido

La resolución en el ultrasonido es la habilidad del sistema de distinguir entre un objeto u otro que están divididos por pequeñas distancias, generalmente a este tipo de resolución se le llama *resolución de detalles*. Otro tipo de resolución es la diferenciación de pequeñas magnitudes de eco, esta es llamada *resolución de contraste*.

Si hay dos objetos en la misma dirección de las ondas que viajan, llamada dirección axial, estos pueden ser diferenciados si la distancia entre ellos es al menos la mitad de la longitud del pulso, figura 19. Para incrementar la resolución, pulsos más cortos pueden ser usados. El tamaño del cristal piezoeléctrico también afecta la resolución. La resolución lateral (transversal) se refiere a la diferenciación de objetos distribuidos en el eje ortogonal hacia la dirección axial, como se muestra en la figura 20, este tipo de resolución también se ve afectada por la distancia. Pequeños cristales piezoeléctricos pueden generar rayos angostos de sonido

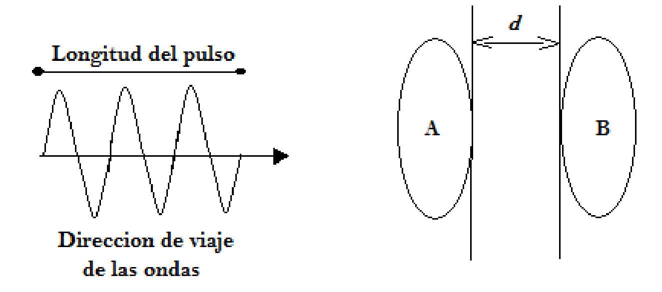


Figura 129. Si la distancia, *d*, entre el objeto A y B es menor que la mitad de la longitud del pulso, entonces los objetos no pueden ser diferenciados.

Imagen tomada de Dean H Skuldt. "Ultrasound". Minimally invasive médical technology.. Pag 90

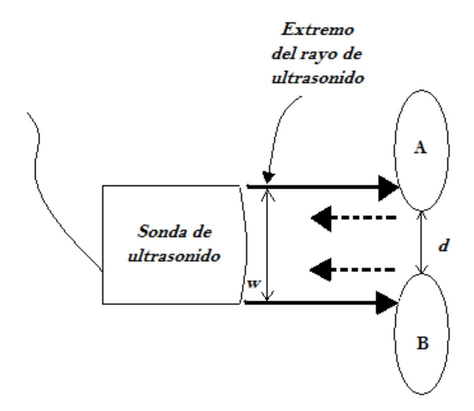


Figura 130. El ancho de pulso, w, determina la resolución lateral. Pequeños anchos de pulso logran una mejor resolución

Imagen tomada de Dean H Skuldt. "Ultrasound". Minimally invasive médical technology.. Pag 90

Es posible determinar la resolución de contraste por medio del conocimiento de cuantos niveles de grises pueden representarse en un sistema dado. A medida que el número de bits para contraste aumenta, el número de niveles de grises aumenta exponencialmente. Por ejemplo, una representación de un bit para contraste ofrece solo blanco y negro, una representación de dos bits ofrece cuatro colores y así sucesivamente. [6]

5.4.5. Resumen de subcapítulo

El ultrasonido es la técnica de imagenología menos riesgosa que hay, como su nombre lo indica, usa ondas de sonido que son reflejadas por los tejidos, dichas reflexiones son llamadas ecos. El tiempo transcurrido entre la generación de la señal y su eco, es usado para computar la distancia del objeto, y además las ondas reflejadas traen información acerca de la forma y ángulo del objeto. Esta técnica usa unos elementos llamados transductores que para este caso, convierten voltaje en sonido y viceversa, y so construidos generalmente con materiales piezoeléctricos. Para la generación de la imagen los sistemas de ultrasonido funcionan bajo la regla de que cada rayo de sonido generado representa una línea de información. La penetración del sonido depende de cuánto tiempo le tome al sistema en que vuelvan los ecos, y así obtener una imagen. Por último la resolución en ultrasonido es la habilidad del sistema de distinguir entre un objeto u otro que están divididos por pequeñas distancias, y existen dos tipos de detalles y de contraste.

REFERENCIAS

[1][2] Dean H Skuldt. "Ultrasound".
Minimally invasive médical technology. Edited by J G Webster. Pag 89-93.

[2][3] Goldberg, R. L, Smith, S. W., Mottley, J. G., Ferrara, K. W. "Ultrasound."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag 1248

[4] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Médical Imaging.
"Introduction to Biomédical Engineering". Ed. Bronzino. Pag 927-929.

[5][6]Dean H Skuldt. "X-ray based imaging".
Minimally invasive médical technology. Edited by J G Webster. Pag 97-100.

5.5. TECNICAS DE IMAGENOLOGIA CLINICA O IMAGENOLOGIA BIOLOGICA

La microscopía electrónica es una técnica microscópica que puede magnificar detalles muy pequeños con un nivel de resolución muy alto, esto es debido al uso de electrones como fuente de iluminación, magnificando hasta niveles de 2.000.000 de veces. A pesar de que su utilidad se ha visto grandemente reducida por la immunohistoquímica, es todavía irremplazable para el diagnóstico de enfermedades del riñón, identificación del síndrome del cilio inmóvil y muchas otras tareas. En este subcapítulo tiene como fin definir y explicar los fundamentos de la ciencia, las técnicas más usadas y las limitaciones que son inherentes a ella.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.5.1. Fundamentos

El objetivo que persigue la microscopia electrónica es la interacción de los electrones con la materia y la forma de obtener información tanto estructural como de caracterización de defectos. En muchos sentidos, el microscopio electrónico **ME** ofrece una solución ideal a los problemas que presentan los microscopios ópticos ($\lambda \sim 0.5$ µm) que no pueden obtener resolución atómica ya que la longitud de onda de la radiación incidente es demasiado grande. Con él **ME** se pueden obtener electrones acelerados con λ asociada bastante menor a 1 Å, y por tanto se puede obtener, teóricamente, resolución atómica. Con las lentes adecuadas se puede transformar los electrones difractados en la imagen real.
Los electrones en el **ME** se generan por efecto termo-iónico en un filamento (cátodo) que es generalmente de wolframio, y se monocromatizan acelerándolos a través de un potencial (E) en un sistema sometido a vacío. Para un voltaje de 100 kV, la longitud de onda asociada a los electrones es 0.037 Å (0.01 Å para 1 MV). Los electrones interaccionan mucho con la materia y fe~104fx por lo que es posible la difracción de electrones de muestras gaseosas. De hecho, muchas estructuras moleculares (distancias y ángulos de moléculas inorgánicas y orgánicas simples) fueron determinadas en la década de los años 1930 a partir de datos de difracción de electrones en muestras gaseosas. Sin embargo, la interacción entre los electrones y la materia es tan fuerte que no se cumple le teoría cinemática (fenómenos de difracción múltiples)y por tanto interpretar las intensidades de la difracción de electrones es muy complicado. En la figura 131 se muestra las diferentes respuestas que da un material al ser estimulado con un haz de electrones paralelo. [1]

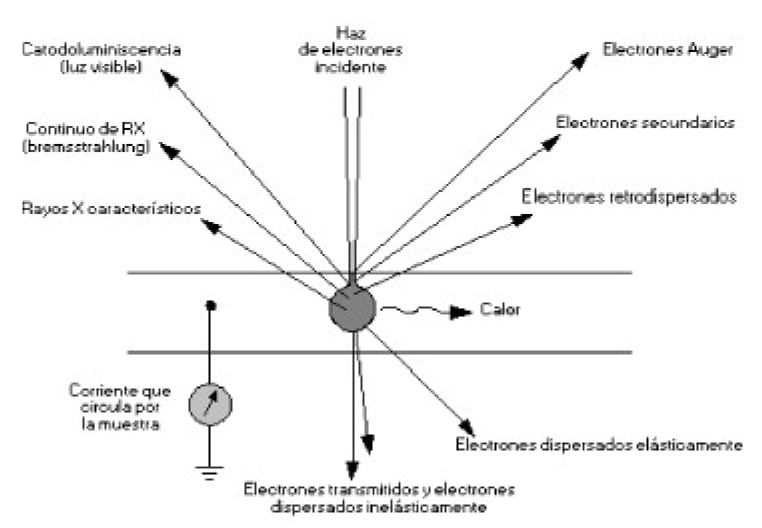


Figura 131. Interacción del haz de electrones con la muestra.

Imagen tomada de
http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Ciencias/neurobioquimica/libros/celular/microelectrans.htm

5.5.2. Microscopía electrónica de barrido

SEM del inglés "Scanning Electron Microscopy", Los electrones secundarios de baja energía (<50 eV) emitidos de la superficie de una muestra, expuesta como en la anterior figura, se pueden utilizar para dar un tipo de imagen. Para facilitar esta emisión de electrones se metaliza la muestra (recubrirla con una pequeña capa de un metal conductor como el Au). El haz de electrones se puede concentrar en una zona diminuta (~20 Å) que puede barrer la superficie del objeto de estudio al ser deflectado por bobinas adecuadas. Los electrones secundarios se detectan por encima del objeto de estudio y la imagen muestra la intensidad de los electrones secundarios emitidos por las diferentes partes de la muestra. La ME de barrido es muy útil para estudiar la morfología de los cristalitos, un ejemplo se muestra en la figura 132. En esta figura se muestra la microfotografía de un sólido laminar y se pueden ver claramente los microcristales como plaquetas (diminutas laminillas) que son capaces de sufrir reacciones de intercalación, es decir de hospedar (albergar) moléculas o iones entre las láminas.
Una técnica relacionada consiste en detectar los electrones transmitidos a través de la muestra mientras se escanea, esta técnica es llamada *STEM del inglés "Scanning Transmission Electron Microscopy"*. [2]

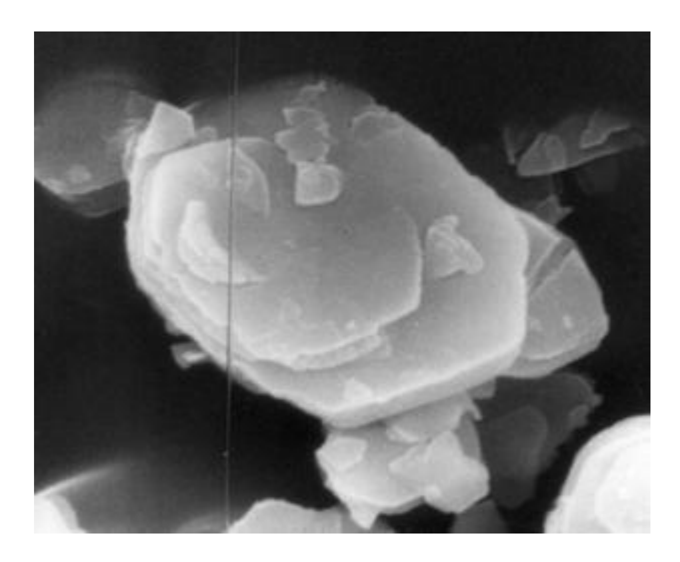


Figura 132. Microfotografía SEM

Imagen tomada de http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Ciencias/neurobioquimica/libros/celular/microelectrans.htm

5.5.3. Microscopía electrónica de transmisión

TEM del inglés "Transmission Electron Microscopy", en esta técnica los electrones difractados al pasar a través de la muestra generan un difractograma que puede ser transformado directamente en imagen mediante lentes magnéticas que es la proyección de la estructura cristalina a lo largo de la dirección de los electrones, figura 133. Tanto el difractograma de electrones como la imagen reconstruida se pueden proyectar en una pantalla. Estos difractogramas de monocristal (microcristal) similares en apariencia a los de nivel-cero, fotografías de precesión de rayos X, se pueden obtener orientando los microcristales de pequeño espesor (< 1µm).Con cuidado y un buen **ME**, es posible obtener imágenes con resolución atómica permitiendo que el número adecuado de haces difractados contribuyan a la imagen. El poder de resolución depende de la longitud de onda y de la calidad de las lentes del objetivo (la que producen la primera imagen).En las mejores condiciones con aparatos buenos se puede obtener una resolución de aproximadamente 1.5 Å. Las imágenes se pueden producir a partir de los electrones difractados (imágenes de campo oscuro) o a partir de los electrones directos que han atravesado la muestra sin interacción (imágenes de campo claro/brillante). Hay que tener en cuenta el espesor de la muestra y de las condiciones de focalización. Las imágenes se pueden comparar con las generadas/calculadas a partir de una estructura modelo y de unas condiciones de focalización determinadas. La imagen viene dominada por la presencia de átomos pesados

ya que el factor de dispersión de los electrones varía mucho con el número atómico. También es importante recordar que la imagen que se graba es la proyección de la estructura a lo largo de la dirección del haz lo que conlleva problemas a la hora de la interpretación de las imágenes. No hay una forma directa de reconstruir la estructura tridimensional de un material a partir de una proyección determinada a lo largo de un eje. Por esto, los métodos para obtener las estructuras de compuestos a partir de imágenes TEM se basan en la comparación entre las imágenes observadas y las calculadas. [3]

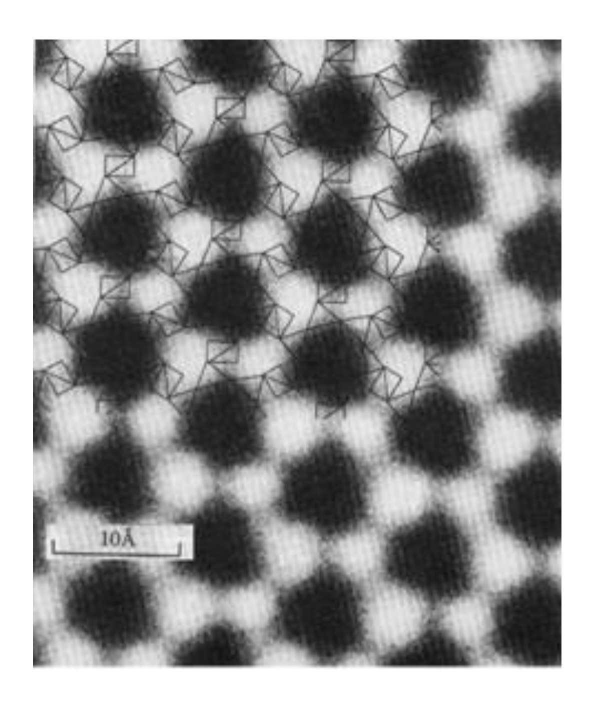


Figura 133. Microfotografía TEM

Imagen tomada de
http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Ciencias/neurobioquimica/libros/celular/microelectrans.htm

5.5.4. Microanálisis

También se conoce como *AEM del inglés "Analytical Electron Microscopy"*. Un microscopio electrónico analítico es generalmente un instrumento de transmisión equipado con unas bobinas para escanear la muestra y que permite los modos SEM y STEM. Además necesita equipamiento auxiliar por ejemplo para estudiar la emisión de rayos X (la más común) aunque también se puede estudiar la luminiscencia o la distribución espectral de los electrones transmitidos *EELS del inglés "Electron Energy Loss Spectroscopy"*. La medida de los espectros de emisión de rayos X es la más potente para dar análisis químicos elementales, de alta resolución, de una muestra sólida. Es una técnica muy similar a la

fluorescencia de rayos X en la que el estímulo son rayos X de gran energía que excitan la muestra y se analiza la intensidad de los rayos X característicos emitidos por la muestra pero que da la composición elemental de toda la muestra (global). [4]

5.5.5. Limitaciones de la microscopia electrónica

Las siguientes son aquellas limitaciones que conllevan el uso de la microscopia electrónica:

- Posee una limitada resolución.
- El contraste de amplitud (que radica en la naturaleza corpuscular de los electrones) se debe al contraste de difracción, provocado por la pérdida de electrones del rayo.
- El contraste de fase (que radica en la naturaleza ondulatoria de los electrones) se debe al contraste de interferencia provocado por los desplazamientos en las fases relativas de las porciones del rayo.
- Existen también distintas aberraciones producidas por las lentes: astigmática, esférica y cromática
- El problema de la función de transferencia de contraste (CTF): la CTF describe la respuesta de un sistema óptico a una imagen descompuesta en ondas cuadráticas.

El material biológico presenta dos problemas fundamentales: el entorno de vacío y la transferencia de energía. Para resolverlos, se utilizan distintas técnicas dependiendo del tamaño de la muestra. Para muestras grandes como órganos, tejidos o células, se utilizan tres técnicas: *la fijación química o la criofijación*, *a inclusión en resinas (criosustitución)*,*la réplica metálica* En cambio para muestras pequeñas como complejos macromoleculares se utilizan las siguientes técnicas: la *tinción negativa*, los agentes de tinción más usados son el molibdato amónico, el fosfotungstato sódico y sales de uranio como acetato y formiato. Todos ellos presentan las siguientes propiedades: interactúan mínimamente con la muestra y son estables en la interacción con los electrones, son altamente solubles en agua, presentan una alta densidad que favorece el contraste, tienen un punto alto de fusión, tienen un tamaño de grano pequeño. La *réplica metálica*, para construir la réplica metálica se evapora el metal (estaño), que se deposita sobre la muestra a la vez que esta, por el vacío, se disuelve y por último la *criomicroscopía*. [5]

5.5.6. Resumen de subcapítulo

La microscopía electrónica es una técnica microscópica usada para magnificar detalles muy pequeños con un nivel de resolución muy alto, utiliza para esto como se indica en el nombre el microscopio electrónico que a diferencia de su par óptico, puede aumentar el tamaño de la imagen hasta dos millones de veces. Existen a su vez tres técnicas usadas habitualmente en el ámbito médico, como también en otros, y son: la microscopía electrónica de barrido y la microscopía electrónica de transmisión, y el microanálisis. Aunque es una técnica relativamente actual presenta unas limitaciones relacionadas con el material biológico: el entorno de vacío y la transferencia de energía. Por lo que las técnicas para la representación de tejidos y estructuras grandes y pequeñas varían.

REFERENCIAS

[1] http://www.kidneypathology.com/Microscop%EDa%20Elctr%F3nica.html

[2] http://host140.200-45-54.telecom.net.ar/microscopia/meb.htm

[3]http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Ciencias/neurobioquimica/libros/celular/microelectrans.htm

[4][5] http://forotem.foroactivo.com/. Foro sobre microscopia electrónica

5.6. CREACION DE IMAGENES TRI-DIMENSIONALES

Recientemente han sido desarrolladas diversas técnicas para permitir CT, MRI y sistemas de escaneo por ultrasonidos, con el fin de producir imágenes tridimensionales en medicina. Tradicionalmente, los CT y MRI producen salidas estáticas en dos dimensiones sobre una película. Con los avances de la tecnología es posible obtener estas imágenes tridimensionales que ofrece a los especialistas diversas ventajas sobre los sistemas bidimensionales. A continuación se hablará de dos ejemplos actuales para la obtención de imágenes tridimensionales como lo son el ultrasonido y la tomografía axial computarizada.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

5.6.1. Ultrasonido tridimensional

Ultrasonido tridimensional, mejor conocido como 3DUS, es una técnica que está recibiendo mucha atención. Esto es debido a los beneficios que el 3DUS ofrece, como una visualización mejorada, medida del volumen, un tiempo de examen reducido y un posible análisis del volumen de interés. La figura 134 muestra un diagrama de bloques de un sistema de ultrasonido 3D, uno de los muchos disponibles. Para crear una imagen 3D se usa un dispositivo de ultrasonido capaz de crear imágenes 2D y un sensor en la sonda ultrasónica para proveer información acerca de la posición de cada scan. Algunos de los sensores de posición son usados para mover brazos, sensores laser e infrarrojos. [1]

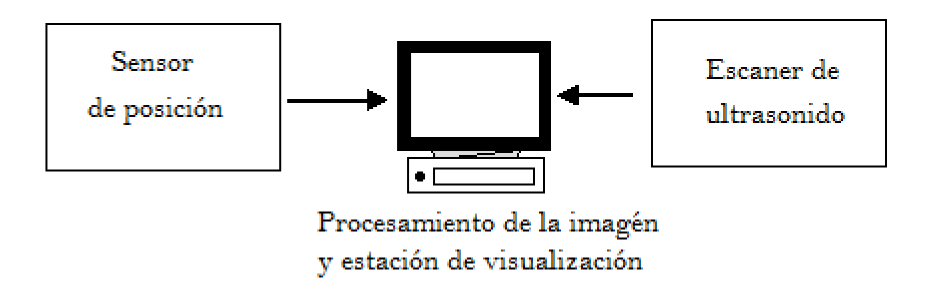


Figura 134. Diagrama de bloques de un sistema tridimensional de ultrasonido

Imagen tomada de Dean H Skuldt. "Ultrasound". Minimally invasive médical technology.. Pag 104

Otra forma de obtener una imagen tridimensional es escaneando un volumen, en vez de un plano. Esto se logra moviendo mecánicamente la configuración de transductores en una dirección perpendicular a los planos de la imagen, con pausas que sean lo suficientemente largas para adquirir cada plano, e interpolando entre planos, se logra llenar el volumen bajo estudio con información de imagen. Una aplicación común de la imagenología tridimensional es la obtención de la imagen del feto a través de escaneos de superficie en los cuales se usa la conexión entre la piel del feto y el fluido amniótico para crear una superficie opaca, figura 135. El escaneo de volumen también permite visualizar detalles internos en órganos. [2]



Figura 135. Imagen tridimensional de un feto

Imagen tomada de John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Diagnostic ultrasound imaging. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 939

5.6.2. Tomografía axial computarizada

La tomografía axial computarizada (TAC) es tal vez la técnica más sofisticada en la aplicación de los rayos X en medicina. La técnica de TAC trata de producir un mapa bidimensional de los coeficientes de atenuación lineal de un cuerpo tridimensional, a partir

de un número muy grande de medidas de transmisión, llamadas proyecciones, figura 26. En términos prácticos, este mapa bidimensional corresponde a una imagen transversal del paciente. Si un conjunto de mapas bidimensionales son ensamblados, uno detrás del otro, puede obtenerse una imagen que ahora es tridimensional y qué punto a punto da información sobre los coeficientes de atenuación lineal del paciente, es decir, da información sobre su anatomía. Los algoritmos matemáticos para la reconstrucción de imágenes tomográficas a partir de sus proyecciones fueron desarrollados por el físico alemán J. Radon en 1917 Sin embargo, su aplicación en medicina no pudo ser posible sino hasta principios de los años 70, cuando el primer dispositivo de TAC fue puesto en operación clínica por el científico británico G.N. Hounsfield. Las proyecciones se obtienen irradiando al paciente con un haz de rayos X y midiendo la intensidad de la radiación transmitida con un arreglo de detectores, cada uno de los cuales consiste normalmente de un cristal centellador (por ejemplo NaI o CsI) acoplado a un fotodiodo. Tanto el tubo de rayos X como el detector deben rotar (y a veces también ser trasladados) alrededor del paciente. La figura 136 muestra esquemáticamente como se forma una proyección suponiendo una geometría muy sencilla en la adquisición de datos. En este ejemplo, la distribución de coeficientes de atenuación lineal está representada por la función y corresponde a un solo plano del paciente. El sistema de coordenadas XY está centrado y fijo en el objeto mientras que X'Y' es un sistema que tiene el mismo origen y que rota un ángulo a alrededor del objeto.

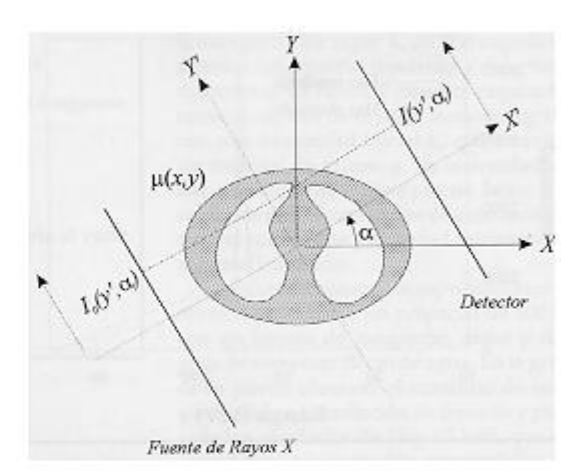


Figura 136. Adquisición de datos en la tomografía axial computarizada

Imagen tomada de http://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html

El número de pacientes que requiere y que puede practicarse un examen de tomografía axial computarizada, para el diagnóstico de alguna enfermedad, aumenta día a día, particularmente en países desarrollados. Se estima que en estos países, a 44 de cada 1000

personas se les practica un examen de TAC cada año (UNSCEAR 1993). Este número pareciera ser pequeño comparado con el número de radiografías convencionales que se toman, por ejemplo, del tórax (527 por cada 1000 personas). Sin embargo hay que tomar en cuenta que un examen de TAC es muy costoso dado el equipo tan sofisticado que se requiere para su realización. La figura 137 muestra la detección de un tumor por medio de un TAC. [3]

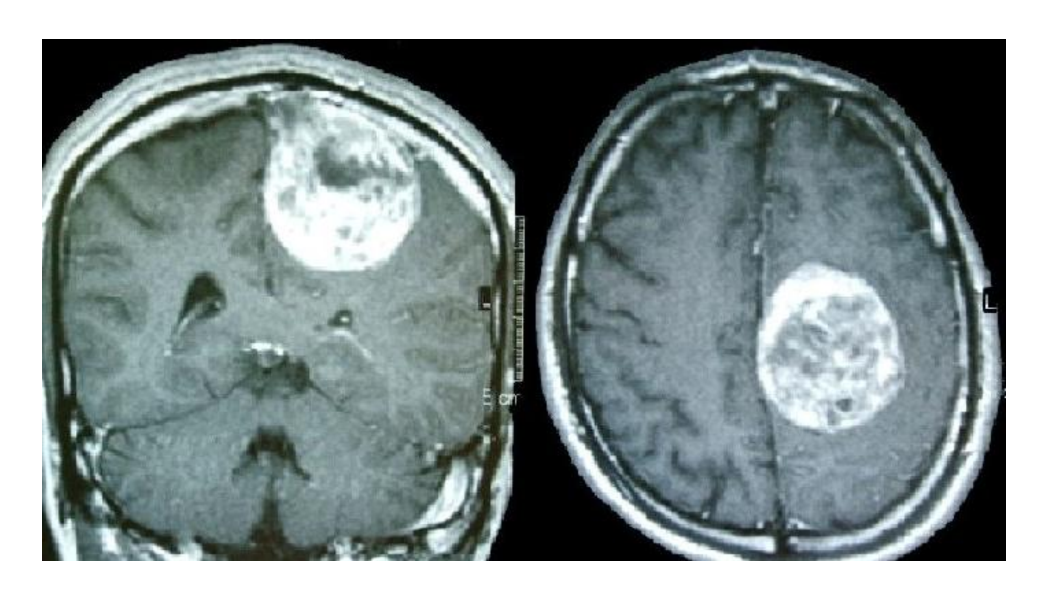


Figura 137. Detección de tumor por medio de TAC

Imagen tomada de http://www.conganat.org/7congreso/imagenes_trabajos/158-158-CT.jpg

5.6.3. Resumen de subcapítulo

Las técnicas actuales de imagenología debido al gran avance de la tecnología permiten obtener imágenes tridimensionales, lo que permite realizar mejores diagnósticos, puesto que se obtiene una visualización más detallada del órgano bajo estudio, una medida del volumen, un tiempo de examen reducido y un posible análisis del volumen de interés.. El ultrasonido tridimensional se puede obtener de diversas formas, la más sencilla es aquella que utiliza los mismos sistemas de dos dimensiones más un sensor de posición en la sonda ultrasónica. Por otro lado la es un procedimiento de diagnóstico médico que utiliza rayos X con un sistema informático que procesa las imágenes y que permite obtener imágenes radiográficas en secciones progresivas de la zona del organismos estudiada, y si es necesario, imágenes tridimensionales de los órganos o estructuras orgánicas. Mediante el TAC se obtienen imágenes de secciones perpendiculares del organismo.

REFERENCIAS

[1] Dean H Skuldt. "Ultrasound". *Minimally invasive médical technolog*y.
Edited by J G Webster. Pag 104.

[2]John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino. Diagnostic ultrasound imaging. "Introduction to Biomédical Engineering". Pag 939

[3] http://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html. El uso de los rayos X en medicina.

6 SIMULACION QUIRURGICA

6.1. DEFINICION

Los avances que se han obtenido en la tecnología de la información, además de la tecnología grafica generada por computadores, ha permitido el comienzo de la investigación y desarrollo de simuladores virtuales usados en el entrenamiento de especialistas. Una de las principales aplicaciones de estos avances es la creación de Simuladores Quirúrgicos. Dichos se caracterizan por sus grandes exigencias tanto visuales como del sentido del tacto, sentidos fundamentales en cirugía. Para conseguir el realismo visual, los órganos presentes en el simulador se deben mostrar lo más iguales posible a como se ven en la realidad y han de responder en tiempo real (al menos quince veces por segundo) a las interacciones del usuario. Respecto al realismo en el sentido del tacto, dada la elevada resolución que el ser humano posee en este sentido, el usuario del simulador precisa de una frecuencia de refresco de al menos quinientas veces por segundo. En este subcapítulo se intentara dar una definición clara de lo que es la simulación quirúrgica aplicada actualmente.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

6.1.1. Objetivo de la simulación quirúrgica

La cirugía mínimamente invasiva está caracterizada por permitir realizar una intervención quirúrgica a un paciente a través de un conjunto de incisiones de pequeño tamaño. Este procedimiento minimiza el trauma del paciente y requiere períodos de rehabilitación más

cortos con respecto a la cirugía abierta. Sin embargo, debido a que la visibilidad y la operabilidad de las herramientas es reducida, constituye un procedimiento quirúrgico complejo. Las incisiones realizadas suelen ser del orden de 4 o 5 incisiones de menos de 1 cm sobre el paciente. A través de dichas incisiones, el cirujano introduce un instrumento quirúrgico especial además de la cámara mediante la cual puede observar el campo quirúrgico (figura 138). Por tanto, el cirujano no posee acceso directo a dicho campo, ni de manera visual ni manual. Esto provoca que este tipo de cirugías requieran periodos de entrenamiento mucho más largos y costosos hasta que los nuevos médicos adquieren las destrezas mínimas necesarias para este tipo de intervenciones. Teniendo en cuenta los altos costos de una de estas salas de operaciones, el entrenamiento en cirugía mínimamente invasiva de estos médicos con el uso de pacientes reales es económicamente insostenible. Por ello y gracias a los avances de estos tiempos en el campo de la tecnología de la información, especialmente en el área de la informática gráfica han abierto una nueva dimensión en la docencia, diagnóstico, tratamiento y entrenamiento en medicina. Uno de las principales aplicaciones de estos avances es la creación de entornos virtuales que permitan el entrenamiento de cirujanos en determinadas técnicas quirúrgicas, que permiten que los especialistas puedan practicar las técnicas necesarias para la intervención, con grandes ventajas, el poder realizarlo una y otra vez a muy bajo costo, y además no correr el peligro de poner en riesgo la vida de un paciente por falta de práctica. [1]



Figura 138.Intervención de laparoscopia: los cirujanos y sus ayudantes observan el campo operatorio a través de un monitor de vídeo 2D.

Imagen tomada de http://www.centroemergencias.com/images/Quirofano2.jpg

6.1.2. Rol de la realidad virtual

Uno de los retos principales de las nuevas tecnologías aplicadas a la medicina es la creación de entornos virtuales para el entrenamiento de cirujanos. A este tipo de entornos se les denomina Simuladores Quirúrgicos. Este tipo de simuladores deben cumplir con los siguientes requerimientos:

- Los objetos, órganos internos del paciente, sean visualizados de la forma más realista posible.
- Respondan, de forma realista y en tiempo real, a las interacciones de los usuarios, deformándose, y a las restricciones existentes en la realidad.
- Respondan, mediante modificaciones estructurales realistas, a acciones típicas quirúrgicas como cauterización, corte o sutura.

Mientras que las técnicas de visualización 3D se encuentran lo suficientemente avanzadas para poder cumplir el primer requisito, los últimos dos resultan realmente difíciles de alcanzar. Debido a que no existe un sistema de modelado preciso de objetos deformables que permita reproducir de manera adecuada el comportamiento biomecánico de los tejidos en tiempo real. Esta limitación viene establecida por la baja potencia de cálculo que actualmente poseen los computadores en comparación con los requerimientos de cálculo que exigen los simuladores quirúrgicos para la simulación de la deformación de los órganos internos del paciente.
En función de los avances aplicados en el desarrollo de simuladores quirúrgicos y de los objetivos que estos persiguen, es posible agruparlos en tres generaciones tecnológicamente secuenciales, figura 139:

1. *La primera generación:* formada por los simuladores quirúrgicos que únicamente consideran la naturaleza geométrica de la anatomía humana.
2. *La segunda generación:* que está constituida por aquellos que, además, permiten la interacción física con las estructuras anatómicas.
3. *La tercera generación:* que además de las características ya mencionadas de la segunda generación, tienen en cuenta la naturaleza funcional de los órganos.

Actualmente, la gran mayoría de la investigación y el desarrollo de Simuladores Quirúrgicos se encuentran dentro del grupo de segunda generación. Dentro de ésta, además, se pueden distinguir cuatro niveles de simuladores de acuerdo con su complejidad:

- *Simuladores de tipo aguja:* objetos visuales simples con mínimo grado de libertad (únicamente a lo largo de un eje).

- *Simuladores de tipo exploración endoscópica o instalación de catéteres:* en los que la imagen que muestra el monitor cambia en función de los movimientos de control que ejerce el usuario.
- *Simuladores orientados al entrenamiento en una determinada tarea:* disponen de uno o dos instrumentos de interacción con el entorno virtual.

- *Simuladores completos:* permiten el entrenamiento en determinados tipos de cirugía. Dentro de estos se encuentran los simuladores de laparoscopia, ginecología endoscópica, y la artroscopia.

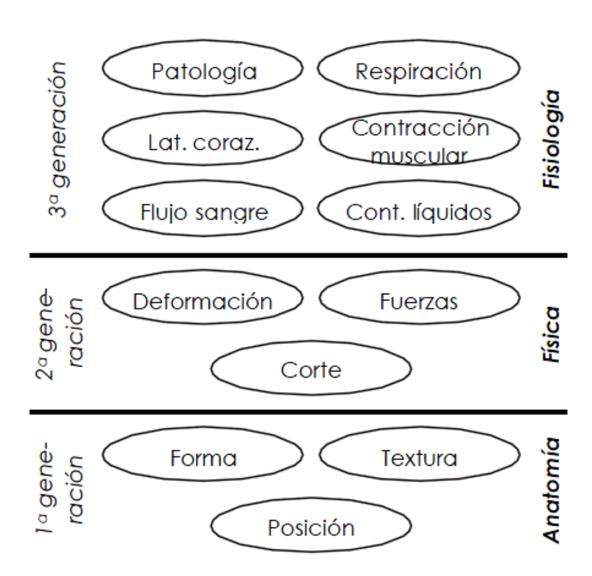


Figura 139. *Distribución cronológica de las diferentes generaciones de Simuladores Quirúrgicos*

Imagen tomada de *Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. Simulación quirúrgica. Pag 3*

Mientras que los simuladores menos complejos han alcanzado un realismo bastante aceptable, sus limitaciones únicamente permiten la transferencia de un 25% a un 28% de los entrenamientos realizados hasta la actualidad con animales (es decir, que una hora de entrenamiento en un simulador únicamente equivale a 15 minutos de entrenamiento con un animal). En cambio, entre más avanzado y más procedimientos quirúrgicos requiera el entrenar con los simuladores quirúrgicos, estos son menos realistas. El principal problema es que los simuladores no permiten una interactividad en tiempo real en el que se simule el comportamiento biomecánico real de los tejidos. Normalmente, para conseguir interacción en tiempo real, se introducen simplificaciones en las ecuaciones que gobiernan la deformación de los tejidos, traduciéndose en un comportamiento no realista de los tejidos presentes en el escenario virtual quirúrgico. [2]

6.1.3. Resumen de subcapítulo

La simulación quirúrgica es una aplicación de la realidad virtual aplicada a la medicina, nace con el fin de poder ofrecer un entrenamiento a especialistas bajo ambientes controlados, con costos muy reducidos y sin poner en riesgo la vida de los pacientes. Un sistema de simulación sin embargo debe cumplir con algunos requerimientos como: visualización realista de órganos y tejidos, respuesta realista y de forma real a la interacción con el usuario, responda con modificaciones estructurales a acciones como suturas o cortes. Los sistemas actuales cumplen a cabalidad únicamente con el primer requisito, puesto que aun no se han desarrollado sistemas computacionales que respondan a una deformación de tejidos y órganos. Existe una clasificación de simuladores según su nivel de tecnología: *primera generación*, naturaleza geométrica humana; segunda generación, además permiten la interacción física; tercera generación, además tienen en cuenta la naturaleza funcional de los órganos. Hoy en día la mayoría de simuladores se encuentran en segunda generación. Entre más compleja sea la intervención a entrenar, menos realista será el sistema de simulación.

REFERENCIAS

[1]Greenleaf, W., Piantanida, T. "Médical Applications of Virtual Reality Technology."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition.
Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000

[2] Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. *Simulación quirúrgica.* Médical Image Computing Laboratory
Universidad Politécnica de Valencia. Pag: 3-4

6.2. HERRAMIENTAS Y METODOS DE LA REALIDAD VIRTUAL

Existen ciertas herramientas que son usadas en los entornos de realidad virtual, los cuales son los elementos que permiten la interacción del usuario con el mundo virtual en el que se encuentran. Por otro lado las técnicas de realidad virtual tienen por objetivo crear de forma artificial un entorno en el que el usuario pueda ver y sentir los objetos tal como los vería y sentiría en la realidad. El grado de inmersión en un entorno virtual depende en gran medida de la fidelidad con la que éste reproduce la realidad que el usuario conoce. Los elementos más importantes a la hora de desarrollar un entorno virtual inmersivo dependen del objetivo de la aplicación del mismo. Por ello en el siguiente capítulo se hablará de algunas herramientas usadas en entornos virtuales como la ropa instrumentada, , el monitor cabeza-montada, y el sonido tridimensional, Además hay que considerar otras ciertas herramientas de diseño como, la interfaz con el simulador, el entorno a simular, la interacción con los objetos y por supuesto como implementar el simulador .

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

6.2.1. Herramientas de realidad virtual

6.2.1.1. Ropa instrumentada

El DataGLove™, figura 140, y el DataSuit™ usan nuevos métodos para medir la dinámica de la locomoción humana en tiempo real. La ropa es instrumentada con sensores que monitorean todo el rango de actividades de movimiento específicas de la persona que usa el guante o el traje, como por ejemplo a medida que el que lo porta se dobla, mueve, o sacude. El DataGlove es un guante de licra delgado con sensores de movimiento acoplados en toda la superficie dorsal. Cuando la articulaciones de la mano se doblan, los sensores se doblan y el movimiento angular es registrado por los sensores. Estos registros son digitalizados y enviados hacia un computador, que calcula el ángulo al que cada articulación se doblo. En la pantalla, una imagen de la mano se mueve en tiempo real, reflejando los movimientos de la mano en el DataGlove y replicando inmediatamente hasta las más pequeñas acciones.
El DataGlove es usualmente usado en conjunto con un sensor de posición y orientación absoluta que permite al computador determinar las tres coordenadas espaciales, como a su vez la orientación de la mano y dedos. Un sensor similar puede ser usado con el DataSuit y es casi siempre usado con un HMD (Head Mounted Display). El DataSuit es un traje que

cuenta con los mismos sensores de movimiento que usa el DataGlove, mientras que el DataGlove es usado tanto como interfaz de realidad virtual como instrumento para la recolección de datos, el DataSuit solo se usa como un dispositivo de realidad virtual. Ambos son usados como dispositivos interfaz de propósito general para realidad virtual. [1]

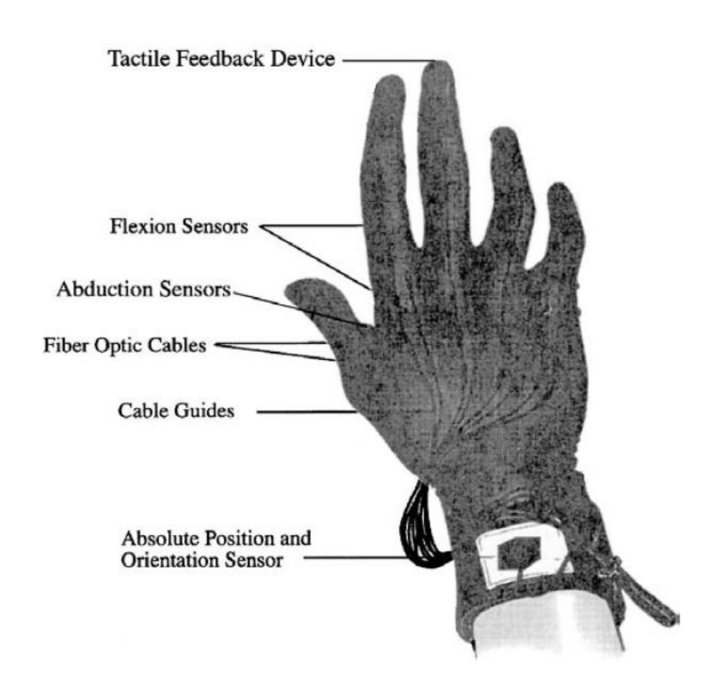


Figura 140. El DataGlove™, un dispositivo de realidad virtual

Imagen tomada de Greenleaf, W., Piantanida, T. "Médical Applications of Virtual Reality Technology." The Biomédical Engineering Handbook. Pag 1338.

6.2.1.2. Monitor Cabeza-Montada (HMD)

El sistema más conocido sensor/efector de realidad virtual es el monitor cabeza-montada (HMD). Permite una inmersión de primera persona por medio de la generación de entornos en cada ojo., que en ocasiones incluye visión estereoscópica. Los HMD de menor costo usan monitores de LCD; otros usan pequeños monitores de tubos de rayos catódicos. El HMD más costoso usa un sensor de orientación/posición adicionado a un monitor visual. [2]

6.2.1.3. Sonido espacial tridimensional

La impresión de estar inmersos dentro de un ambiente virtual se ve realmente aumentada con la inclusión de sonido espacial tridimensional en el sistema. Los efectos estéreo solos son inadecuados ya que tienden a sonar como si estuvieran originados dentro de la cabeza.

Los desarrollos hacia el sonido 3D han mostrado la importancia del modelado de la cabeza y usarlo como parte de la generación de sonidos 3D. Una función de transferencia relacionada con la cabeza (HRTF) puede ser usada para generar acústicos apropiados. Sin embargo aun persisten algunos problemas con la implementación, como la "confusión de conos" donde el sonido detrás de la cabeza es percibido como si estuviera en frente. [3]

6.2.2. Interfaces con el Simulador Quirúrgico

Los cirujanos, durante un procedimiento quirúrgico, dependen básicamente de dos de sus sentidos: la visión y el tacto. Esto significa que los simuladores quirúrgicos deben realimentar en tiempo real tanto visual como mediante los haptics[32] con realimentación a través de los que el usuario se encuentra conectado al sistema. Para un realismo visual, se necesita una frecuencia de refresco de entre 20 Hz y 60 Hz. Por otro lado, dada la mayor resolución en sensación de tacto que poseen los seres humanos, estos precisan de una frecuencia de refresco de entre 300 Hz y 1000 Hz para tener una sensación realista en este tipo de realimentaciones.

La selección tanto de la interfaz visual como la háptica depende del tipo de cirugía que se vaya a simular. En la clásica cirugía abierta, el cirujano posee un contacto y visión directa del campo operatorio. Esto significa que la visión debe ser tridimensional (estereoscópica) y la sensación de tacto debe incluir parámetros de textura, temperatura y resistencia mecánica. En cambio, en las cirugías modernas mínimamente invasivas tanto la visión como la sensación de tacto son proporcionadas al cirujano de forma indirecta. En el caso de la visualización del campo operatorio, ésta se realiza a través de una cámara conectada a un monitor, mientras que la sensación de tacto la obtiene a través de las herramientas especiales utilizadas en este tipo de cirugía.

Los principales esfuerzos en el desarrollo de simuladores están centrados en la cirugía mínimamente invasiva tanto por la necesidad de simplificar su aprendizaje como la facilidad de construcción de entornos virtuales que simulen este tipo de cirugías. Para la construcción del entorno de visualización virtual en un simulador de cirugía mínimamente invasiva basta con un simple monitor de computador. Por otro lado, existen empresas que comercializan dispositivos con realimentación de fuerzas que simulan las herramientas que utilizan los cirujanos en este tipo de intervenciones, figura 141.

Aun así, existen simuladores comerciales que permiten el entrenamiento en determinadas técnicas de cirugía abierta. En estos casos, se incorpora un sistema de estéreo-visión para el entorno de visualización, mientras que el tacto se sigue obteniendo a través de herramientas especiales. [4]

---

[32] Ciencia que estudia todo lo relativo al **tacto** y sus sensaciones como medio de control e interacción con máquinas y computadores.



Figura 141. Dispositivos de interacción con realimentación de fuerza: (a) utilizado en cirugía Laparoscópica. (b) utilizado en determinados simuladores de cirugía abierta o microcirugía

Imagen tomada de *Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. Simulación quirúrgica. Pag 5*

6.2.3. El entorno a simular y sus propiedades

Dado que la cirugía prácticamente accede a todas las partes del cuerpo humano, un simulador de cirugía general debería ser capaz de simular el comportamiento de todos los tipos de tejidos humanos. Estos varían desde aquellos que tienen un comportamiento volumétrico (músculos y órganos en general) pasando por aquellos que se comportan como una membrana elástica (piel y peritoneo) hasta elementos prácticamente unidimensionales (arterias y tendones). También se pueden agrupar los órganos en aquellos con comportamiento rígidos (huesos), blandos (órganos en general) y líquidos (sangre). La enorme complejidad del conjunto de tejidos obliga a centrarse en intentar simular únicamente las propiedades biomecánicas de los mismos, dejándose de lado, actualmente, todo lo relacionado con sus propiedades fisiológicas como, por ejemplo, el sangrado en caso de corte. Aún así, existe gran dificultad en la simulación realista del comportamiento biomecánico de los tejidos humanos.
La gran complejidad comienza desde la obtención de los parámetros que gobiernan la deformación de los mismos. Actualmente existe muy poca información acerca de las propiedades biomecánicas de los tejidos vivos. La falta de información es consecuencia de las dificultades éticas y técnicas para llevar a cabo este tipo de medidas sobre tejidos vivos.

En la actualidad existen dos líneas de investigación orientadas a la obtención de la información biomecánica de los tejidos in-vivo. La primera aproximación utiliza métodos de exploración no invasivos (Tomografía Axial Computarizada TAC, o Resonancia Magnética RM) para analizar la propagación de ondas acústicas sobre los tejidos. Su carácter dinámico permite la obtención de resultados comparativos bastante buenos entre capas de una misma estructura o de estructuras diferentes y para el análisis de sus propiedades dependientes del tiempo. Sin embargo, la calidad de dichos resultados se reduce considerablemente cuando se intentan obtener valores absolutos de los parámetros de deformación, en particular para grandes deformaciones. Más aún, sólo estructuras cerca de la superficie del cuerpo o cerca de estructuras casi rígidas (como el hueso) pueden ser estudiadas en vivo.

La segunda aproximación está basada en la toma de muestras mediante contacto con los órganos de interés durante una cirugía abierta o mínimamente invasiva, realizando estudios de presión o succión estáticas o dinámicas. La gran ventaja de estos métodos de medida es que el contacto directo permite una buena estimación de los parámetros de elasticidad. Ahora, como los dispositivos de medida han de ser pequeños y se posicionan de forma arbitraria, las condiciones de contorno son difícilmente controlables. Esto provoca que los parámetros de elasticidad se deduzcan mediante la utilización de técnicas de elementos finitos a partir de unas hipótesis más o menos correctas del comportamiento de los tejidos y, posteriormente, se ajustan dichos parámetros al comportamiento observado en la toma de medidas. Además, el rango de deformaciones comparables es muy bajo dado el reducido número de muestras que se puede tomar de un órgano vivo.

Como consecuencia, casi toda la información de la que se dispone acerca de las propiedades biomecánicas de los tejidos vivos es información cualitativa basada en estimaciones más o menos fiables de parámetros cuantitativos. Además, dichos parámetros presentan grandes variaciones dependiendo del tipo de tejido estudiado. Es más, un mismo tejido puede presentar variaciones significativas entre diferentes individuos.

En algunos casos, para pequeñas deformaciones inferiores al 40% los tejidos presentan un comportamiento elástico casi lineal. Debido a su alto contenido en líquidos, muchos tienen propiedades mecánicas intermedias entre fluidos y sólidos. Por ello, muchos tejidos poseen un módulo de densidad y volumen que difieren muy poco (menos del 15%) de los del agua. Incluso el comportamiento viscoso y, a veces, plástico de los tejidos blandos puede atribuirse al líquido que estos contienen. En el caso de las estructuras fibrosas o de aquellas que están formadas por varias capas, los tejidos blandos pueden exhibir comportamientos anisotrópicos o no homogéneos. En cambio, órganos sólidos como el hígado o el bazo, pueden ser satisfactoriamente aproximados mediante la utilización de estructuras simples, isotrópicas y homogéneas. [5]

Interacciones y comportamiento

El tipo y forma de los instrumentos quirúrgico que utiliza un cirujano depende del tipo de intervención a realizar. Estos, por lo general, permiten empujar, estirar, cortar, coser, desgarrar y cauterizar tejidos. Independientemente de las herramientas utilizadas, uno de los elementos más importantes en cualquier tipo de intervención quirúrgica abierta es el tacto del cirujano. Con dicho sentido, el cirujano puede diferenciar los tejidos basándose en su textura, temperatura y rigidez. En cirugía mínimamente invasiva, el sentido del tacto pierde gran parte de su relevancia. Esto se debe a que la interacción con los órganos se lleva a cabo a través de largos y delgados instrumentos, figura 142, reduciendo las posibles áreas de contacto a un simple conjunto de puntos.

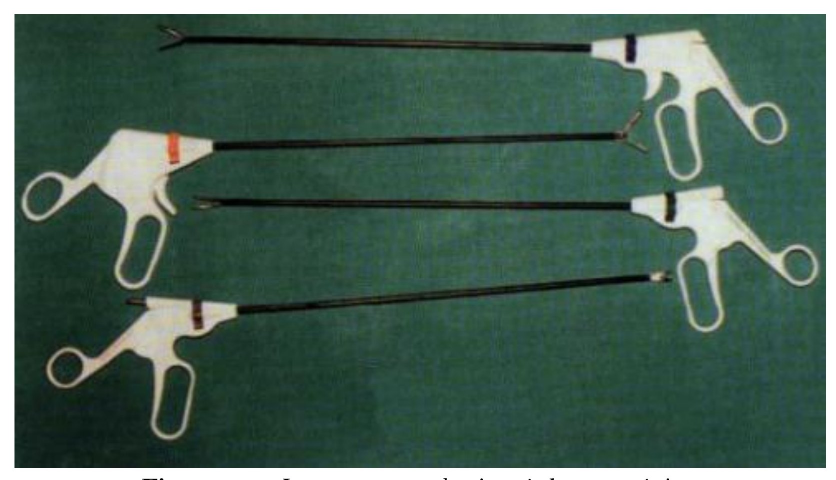


Figura 142. Instrumentos de cirugía laparoscópica

Imagen tomada de http://www.enfermeriaperu.net/enferquiro/instrulap5.jpg

Mientras que casi cualquier tipo de instrumento quirúrgico puede ser utilizado para empujar tejidos, cada uno, además, puede realizar una tarea más especializada. Algunos ejemplos de dichas tareas son:

- Coger y arrastrar: pinzas, disectores, ganchos.
- Cortar: bisturí, tijeras.
- Suturar: aguja.
- Desgarrar: disector.
- Grapar.

Existen muchos instrumentos, sobre todo en laparoscopia, que pueden conectarse a un pedal que permite aplicar potentes descargas eléctricas en determinados puntos de un tejido con el objetivo de llevar a cabo cauterizaciones. También existen instrumentos que permiten limpiar determinadas zonas del campo operatorio mediante irrigación de agua y posterior succión de la misma. También cabe mencionar los recientemente desarrollados

bisturís que funcionan mediante láser y ultrasonidos, los cuales combinan algunas de las funciones que antes se han mencionado (corte, coagulación, disección).
Finalmente, aún sin influencia externa, los tejidos humanos no se encuentran estáticos y sin movimiento. Estos forman parte de un ser vivo con su respiración, circulación sanguínea y otras funciones cerebrales, orgánicas y musculares. Estas actividades así como gran número de patologías influyen en el comportamiento, forma y apariencia de los tejidos. La dependencia entre fisiología y física es recíproca. Por tanto, ciertas acciones físicas, como cortes accidentales de tejidos vitales o cosido con excesiva tensión, pueden causar problemas fisiológicos severos.
La consideración de estos efectos pierde relevancia con respecto a una adecuada simulación del comportamiento físico de los tejidos. [6]

6.2.4. Implementación de Simuladores Quirúrgicos

La simulación quirúrgica, como cualquier otro tipo de simulación, consiste en la ejecución repetitiva de un determinado algoritmo, figura 143. Durante cada uno de dichos ciclos se ha de leer la posición de los instrumentos de interacción, detectar las posibles interacciones de cada uno de dichos instrumentos respecto de los otros y de los objetos presentes en el entorno, calcular la respuesta física de los tejidos a dichas interacciones y la fuerza de realimentación que dicha deformación genera, dibujar en 2D de la escena resultante y realimentar las fuerzas que ejercen los dispositivos de interacción en función de las fuerzas de realimentación obtenidas. Todo esto se tiene que llevar a cabo en menos de 50 milisegundos para el refresco visual y en menos de 3.3 milisegundos en el refresco de fuerzas de los dispositivos de interacción para cumplir los requerimientos de realismo mencionados anteriormente.
Por otro lado, las modernas tarjetas gráficas incorporan aceleradores gráficos capaces de dibujar varios millones de triángulos en menos de 1 segundo. Esto implica que el dibujado de una escena quirúrgica poco compleja puede costar menos de 5 ms. La detección de colisiones, por otro lado, es una tarea compleja en sí misma. Algunas de las técnicas desarrolladas están orientadas a la detección de colisiones entre objetos volumétricos y utilizan mapas de ocupación 3D del espacio disponible, el cual se encuentra discretizado bien de forma fija o variable. Estos métodos son capaces de detectar cualquier tipo de posible colisión, aunque a un coste computacional excesivamente elevado (varios centenares de milisegundos para objetos de tamaño razonable). Incluso cuando únicamente se considera la parte externa de los objetos, estos tiempos no pueden ser reducidos a menos de una decena de milisegundos.

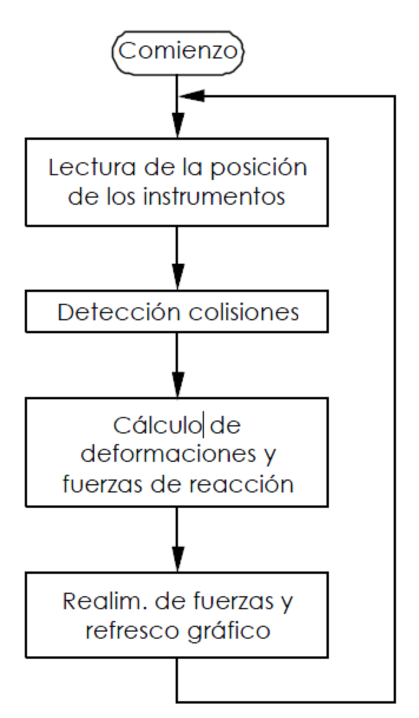


Figura 143. Ciclo básico de un simulador quirúrgico

Imagen tomada de *Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. Simulación quirúrgica. Pag 8*

Otros métodos de detección de colisiones están orientados a la representación de objetos mediante superficies poligonales. Para reducir al mínimo el número de comprobaciones de colisión entre superficies, se suelen utilizar cajas de inclusión de modo que únicamente se comprueban los pares de caras cuyas cajas de inclusión interceptan. Sin embargo, muchos de estos métodos únicamente permiten la detección de colisiones entre objetos convexos y rígidos, no permiten autointersecciones y cambios en la topología del objeto implican la repetición de costosos precálculos. Para evitar este tipo de problemas, en simulación quirúrgica normalmente se propone la utilización del método de cajas de inclusión simplificado. Estos únicamente calculan la intersección de simples órganos deformables con instrumentos rígidos (instrumentos quirúrgicos) que vienen representados mediante un único punto en su extremo. Esta técnica únicamente requiere 3 milisegundos para detectar la posible colisión entre un objeto deformable de razonable tamaño y los instrumentos quirúrgicos.

Con todo lo mencionado, sin tener en cuenta el costoso cálculo computacional de las deformaciones de los tejidos y las fuerzas de realimentación, cada ciclo de simulación requiere, aproximadamente, 10 ms. Esto provoca que para que la sensación de tacto y visual sea realista, los correspondientes ciclos de cálculo se han de separar en los simuladores, figura 144. De este modo, el ciclo de realimentación de fuerza puede

ejecutarse en menos de 3 ms mientras que el entorno de visualización dispone de varias decenas de milisegundos antes de realizar el siguiente refresco de pantalla. [7]

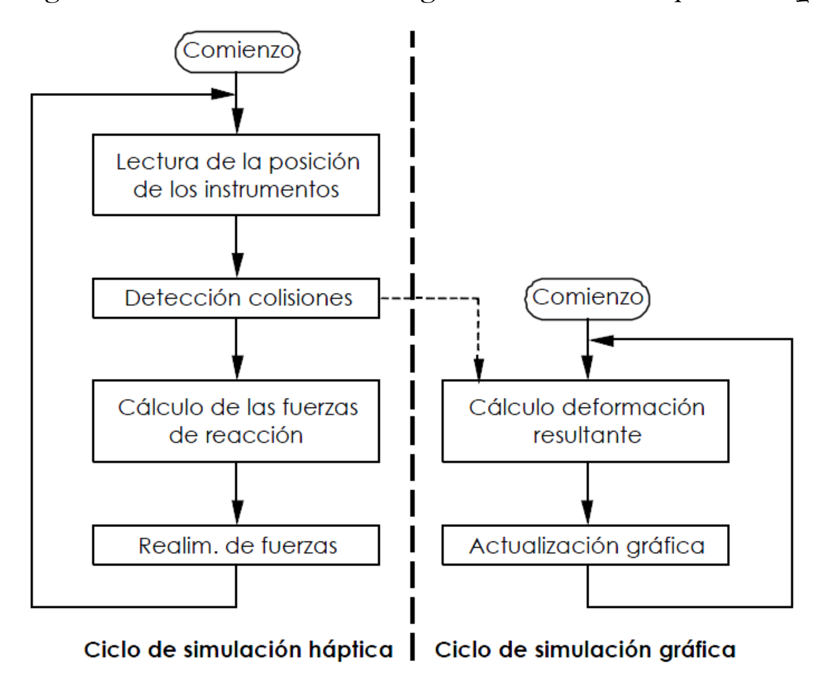


Figura 144. Ciclos de realimentación visual y de tacto de los Simuladores Quirúrgicos

Imagen tomada de *Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. Simulación quirúrgica. Pag 8*

6.2.5. Resumen de subcapítulo

El buen diseño de un simulador quirúrgico debe contar con ciertas herramientas para lograr un resultado con éxito. La primera herramienta a considerar es qué interfaz se habrá de usar para cada simulador, puesto que para cada intervención quirúrgica son diferentes los instrumentos que son usados, sin embargo, es casi que por regla que los dos sentidos a usar son la visión y el tacto, por lo que el simulador deberá tener un buen rendimiento con respecto a estos parámetros. El uso de los mencionados instrumentos quirúrgicos también debe considerarse, en el ambiente virtual los instrumentos deben responder como lo harían de forma real, y se debe obtener una respuesta concreta a su accionar, es decir si se usan tijeras el tejido debe responder con un corte, una aguja debe realizar suturas y así para los demás instrumentos. Por último para la implementación del simulador se usa un algoritmo básico que considera: posición de instrumentos, detector de colisión, cálculo y realimentación. Con esto el sistema luego de la realimentación refrescará la pantalla del monitor con los cálculos adecuados, la efectividad del simulador dependerá de la velocidad con la que dicho cálculo y cambio en la pantalla se realice.

REFERENCIAS

[1][2][3] Greenleaf, W., Piantanida, T. “Médical Applications of Virtual Reality Technology”
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 1338-1339

[4]Boston Dynamics, http://www.bdi.com/Virtual_Surgery.html

H. Delingette, *Toward Realistic Soft-Tissue Modelling in Médical Simulation*, Proc. IEEE, 86 (3), Pag: 512-523

[5][6][7] Ullrich Meier, Carlos Monserrat, Mariano Alcañiz, Mª Carmen Juan, Vicente Grau, José Antonio Gil. *Simulación quirúrgica*. Médical Image Computing Laboratory Universidad Politécnica de Valencia. Pag: 5-9

6.3. SISTEMAS ACTUALES

Ya se han explicado las bases para el diseño e implementación de un simulador quirúrgico, aunque no se ha hablado concretamente de algunos en especial. Los sistemas actuales permiten que los especialistas se entrenen, y hasta en algunas ocasiones simulen los posibles entornos previos a una operación, como el caso de separar dos siameses ligadas por varios órganos [1]. Es aquí donde es más notoria la gran ayuda que proporciona la simulación. Al proveer posibles escenarios durante una operación de alto riesgo los especialistas pueden responder mucho más rápido y con más efectividad ante alguna complicación presente. En las siguientes páginas se hablará de algunos simuladores quirúrgicos ya implementados actualmente, los cuales son catalogados grandes avances tanto dentro del ámbito educativo como médico.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

6.3.1. Gertiss: Simulador Quirúrgico virtual para el entrenamiento en cirugías mínimamente invasivas

Ingenieros y especialistas del Médical Image Computing Laboratory (MedICLab) de la Universidad Politécnica de Valencia han desarrollado el sistema Gertiss usado para el entrenamiento de especialistas en cirugía mínimamente invasiva. La generalidad del simulador desarrollado fue lograda gracias al desarrollo de dos módulos: el generador de escenas y el simulador quirúrgico. El generador de escenas permite la creación de cualquier entorno quirúrgico sobre el cual el cirujano se puede entrenar. El simulador Quirúrgico es la herramienta software que permite mostrar la escena de entrenamiento y permite a los cirujanos la interacción con dicha escena a través de interfaces hápticas con realimentación de fuerza. Este sistema además cuenta con otra excelente característica, una vez terminado el entrenamiento, el cirujano puede pedir la generación de un informe de evaluación de la intervención realizada y así poder contar con una valoración de su desempeño durante la prueba y a su vez tener cuenta de su mejoría durante todo un proceso de aprendizaje.
El simulador quirúrgico desarrollado es un simulador genérico para el entrenamiento de cirujanos en casi cualquier cirugía mínimamente invasiva sobre cualquier patología real o sintéticamente generada. El *Generador de Escenarios* (figura 145) es un módulo que permite construir la escena quirúrgica sobre la cual se desea practicar en el simulador. Entre las herramientas que incorpora cabe destacar:

- La herramienta de incorporación de órganos al escenario (sintéticos y/o reales).

- La herramienta de establecimiento de puntos de entrada. A cada punto de entrada se le puede asociar una herramienta o una cámara.

- La herramienta de asociación de propiedades físicas a los órganos.

- La herramienta de establecimiento de condiciones de contorno.

- La herramienta de unión entre tejidos. Ésta permite unir diferentes órganos a través de puntos de soldadura o unión.

- La herramienta de adición de peritoneo. El peritoneo es un tejido muy fino que recubre todos los órganos internos dificultando su correcta identificación.

- La herramienta de asociación de texturas a los órganos presentes en el escenario.

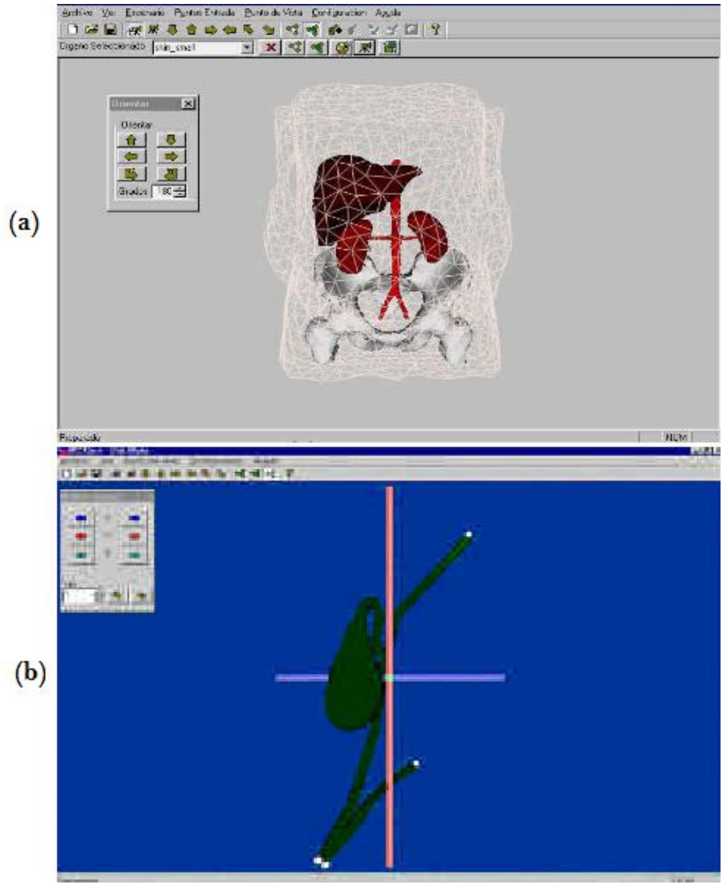


Figura 145. El Generador de Escenas: (a) construyendo una escena quirúrgica; (b) estableciendo las condiciones de contorno.

Imagen tomada de C. Monserrat, O. López, U. Meier, MC. Juan, V. Grau, JA. Gil, JA. Lozano, M. Alcañiz. GeRTiSS: Simulador Quirúrgico virtual para el entrenamiento en cirugías mínimamente invasivas. Médical Image Computing Laboratory (MedICLab). Pag 87

El sistema permite que una vez montado el escenario sobre el que se desea practicar la intervención quirúrgica, se puede almacenar la intervención en un fichero VRML (Virtual Reality Modeling Language) que después será leído por el Simulador. Las propiedades físicas de cada uno de los órganos se almacenan en un fichero aparte con el objetivo de que puedan ser fácilmente modificables durante el periodo de simulación.

El *simulador quirúrgico*, figura 146, es el que permite realmente el entrenamiento del cirujano. El simulador puede tomar como entrada cualquiera de los escenarios virtuales creados mediante el Generador de Escenarios. En éste, los órganos que tienen asociado un modelo físico se comportan de un modo muy similar a como lo harían en la realidad ante las acciones de los cirujanos. Estos interactúan con el escenario virtual a través de haptics con realimentación de fuerza, los cuales proveen de sensación de tacto a los cirujanos. Esto último es un elemento fundamental en cualquier tipo de cirugía. Los haptics que manipula el cirujano se pueden asociar a cualquiera de los puntos de entrada de herramientas establecidas en el Generador de Escenarios. Permitiendo incluso manipular todas las herramientas a través de un único haptic. Las herramientas que actualmente el sistema permite asociar a un determinado punto de entrada son: tijeras, gancho, disector, grapadora y pinza. Con dichas herramientas se pueden realizar todas las operaciones de corte, cauterización, grapado y manipulación típicas de las operaciones de Laparoscopia.

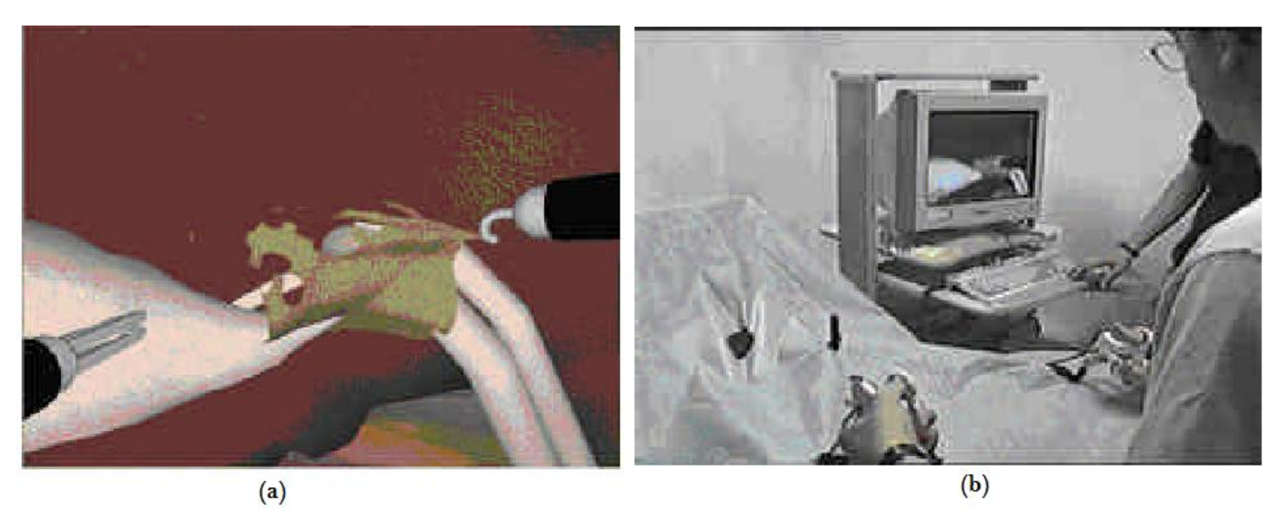


Figura 146. Simulador Quirúrgico: (a) escena de Colecistectomía; (b) simulador desarrollado.

Imagen tomada de C. Monserrat, O. López, U. Meier, MC. Juan, V. Grau, JA. Gil, JA. Lozano, M. Alcañiz. GeRTiSS: Simulador Quirúrgico virtual para el entrenamiento en cirugías mínimamente invasivas. Médical Image Computing Laboratory (MedICLab). Pag 88

Esta herramienta se encuentra en una primera fase de evolución por parte de cirujanos expertos en laparoscopia. Una vez superada esta primera fase de evaluación, los encargados de proyecto procederán a una segunda fase que tiene como objetivo evaluar las ventajas y/o aportaciones educativas del nuestro simulador respecto a los sistemas de aprendizaje tradicionales. Así mismo, pretenden evaluar las posibles aplicaciones a transferencia de información entre cirujanos a través de Internet y la mejora de comunicación médico-paciente que el simulador puede aportar. [2]

6.3.2. InsightMIST: Simulador quirúrgico con sentido del tacto

Este sistema fue diseñado por Alta Tecnología para Sanidad de GMV. El insightMIST, figura 147, es un dispositivo diseñado para lo que se denomina una artroscopia, un método de mínima invasión que consiste en realizar unas pequeñas incisiones en la articulación del paciente e introducir por ellas unas varillas con instrumental quirúrgico y una microcámara para efectuar la intervención con ayuda de la imagen que reciba en una pantalla. En este caso, introduce una pequeña fresa para limar el pico de hueso acromion que roza con el tendón del supraespinoso. No resulta nada fácil, pues sin ver directamente qué hacen sus manos, debe quitar sólo la parte justa de hueso que molesta para no producir una grave lesión al paciente. He aquí la gran importancia de este simulador desarrollado, puesto que permite a especialistas realizar la intervención una y otra vez hasta adquirir las habilidades necesarias que permitan en la vida real ofrecer una intervención con muy bajos riesgos para el paciente.
Este sistema de simulación funciona como un videojuego, la pantalla del simulador de operaciones de artroscopia muestra el hueso acromion rodeado de bolitas de diferentes colores, las verdes son las que deben ser limadas, las amarillas las que resulta mejor no tocar y las rojas las que no deben quitarse nunca. El monitor reproduce en tiempo real las reacciones que tendría un paciente verdadero ante cada movimiento del médico, que sostiene dos varillas metidas en una carcasa vacía que imita una articulación humana. La gran diferencia con un videojuego es que las manos del traumatólogo perciben las mismas sensaciones que si sujetasen las varillas insertadas en un enfermo de carne y hueso. Pueden sentir cuando topan con un hueso, comprobar la textura de un cartílago por si estuviera lesionado o incluso tirar del tendón del bíceps para verificar su elasticidad.
El aspecto más complicado de este sistema ha sido lograr una simulación de la sensación de tacto, puesto que intervienen incluso aspectos psicológicos que aun actualmente están bajo investigación. Para comprender la dificultad de reproducir el tacto basta con compararlo con el sentido de la vista, si para engañar a un ojo para que vea moverse un personaje en una pantalla de cine hay que pasar unas treinta imágenes por segundo, para que el médico crea sentir en el extremo de su instrumental quirúrgico el interior de un cuerpo humano se precisan mil muestras por segundo. Este dispositivo se compone de una estructura de metacrilato sobre la que se apoya una carcasa de plástico que imita la

articulación a operar (ya sea un hombro o una rodilla) y dos brazos robóticos que sujetan las varillas con los instrumentos artroscópicos. El equipo se completa con un monitor táctil y un computador equipado con el *software* que contiene los distintos programas de entrenamiento y los modelos tridimensionales que reproducen con gran fidelidad el interior del cuerpo humano, elaborados con ayuda de anatomistas y artroscopistas. [3]



Figura 147. Ensayos con el simulador quirúrgico InsightMIST.

Imagen tomada de http://www.elpais.com/fotografia/Simulador/quirurgico/i/insightMIST/i/elpdiafut /20070711elpepifut_3/Ies/

6.3.3. EYESi: simulador quirúrgico para operaciones de patologías oftalmológicas

Este es un sistema desarrollado por expertos de la Clínica Mayo de Minnesota (EEUU). El simulador quirúrgico EYESI, figura 148a, está inspirado en los simuladores de vuelo empleados por la aviación civil para entrenar a los futuros pilotos, por lo que permite el entrenamiento virtual de intervenciones de cataratas u otras patologías del ojo. Este sistema permite a los especialistas en formación y a los cirujanos en ejercicio realizar diferentes tipos de intervenciones sobre un ojo virtual con un altísimo grado de realismo, al que se le pueden programar complicaciones durante la operación. [4]
El diseño de EYESi provee flexibilidad y facilidad de uso, el entrenamiento para intervenciones vitreoretinales, figura 148b, y cataratas, figura 148c, es posible sobre la misma plataforma.

Durante una cirugía simulada, el cirujano manipula instrumentos reales que son introducidos en un ojo artificial. El movimiento de los instrumentos y la orientación del ojo son registrados por sensores altamente sensibles y transmitidos a un computador, que realiza el escenario virtual de la operación hacia el microscopio de EYESi. El transcurso de la cirugía simulada no es predefinido sino que depende de cómo se comporte el cirujano. El diseño modular de este simulador permite ajustarlo a las necesidades individuales de cada usuario. El cambio de los entornos para una u otra simulación puede ser hecho en cuestión de segundos. [5]

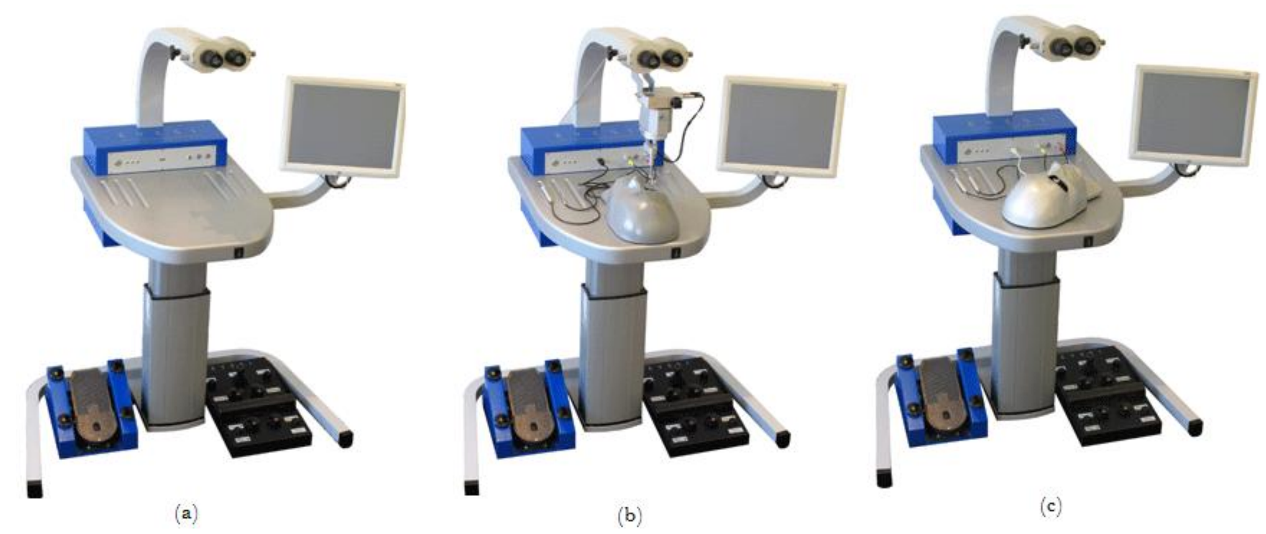


Figura 148. Sistema EYESi. (a) Plataforma. (b) Configuración para simulación de intervención vitreoretinal. (c) Configuración para simulación de intervención de cataratas.

Imágenes tomadas de http://www.vrmagic.com/en/eyesi/

6.3.4. Resumen de subcapítulo

Los simuladores actuales ofrecen muchas ventajas a aquellos nuevos especialistas bajo formación, puesto que les permite realizar intervenciones una y otra vez sin contar con los riesgos que se dan en la vida real, que generalmente comprometen la integridad del paciente. Cada sistema explicado previamente, *Gertiss, InsightMIST, y EYESi,* ofrece amplias ventajas sobre entrenamientos teóricos o realizados sobre cuerpos muertos, ya que el tejido muerto no ofrece las mismas respuestas que el tejido vivo, por lo que este tipo de entrenamiento no le otorga al especialista un gran conocimiento. Aun así es claro que falta mucho por lograr un simulador quirúrgico que se asemeje grandemente a un paciente real, sin embargo cada sistema es una gran salto tanto en el campo académico como médico, y

los grandes beneficiados son claramente, los pacientes que son sometidos a este tipo de operaciones.

REFERENCIAS

[1] www.diariomédico.com/edicion/diario_médico/gestion/es/desarrollo/1163311.html

[2] C. Monserrat, O. López, U. Meier, MC. Juan, V. Grau, JA. Gil, JA. Lozano, M. Alcañiz. *GeRTiSS: Simulador Quirúrgico virtual para el entrenamiento en cirugías mínimamente invasivas.* Médical Image Computing Laboratory (MedICLab). Departamento de Sistemas Informáticos y Computación (DSIC) Universidad Politécnica de Valencia. Pag: 87-89.

[3]http://www.elpais.com/articulo/futuro/Simulador/quirurgico/sentido/tacto/elpepufut/20070711elpepifut_5/Tes

[4] http://www.lasprovincias.es/valencia/20080411/local/valencia/presentan-valencia-simulador-quirurgico-200804111432.html

[5] http://www.vrmagic.com/en/eyesi/

6.4. AVANCES EN LA SIMULACION QUIRURGICA

Por medio del uso de la simulación quirúrgica, los médicos pueden afinar sus habilidades motoras finas, practicar procedimientos, y entrenar a otros profesionales sin riesgo de error en la sala de operaciones. Los programas actuales de simulación quirúrgica son valiosos pero tienen varias limitaciones. El nuevo método desarrollado, "Point-Associated Finite Field" (PAFF), integra los puntos fuertes de los sistemas actuales y evita algunos de sus puntos débiles, ofreciendo a los usuarios una visualización clara y una respuesta al tacto más realista. En el presente apartado se hablará brevemente en qué consiste dicho método.

6.4.1. De la Aviación a la Sala de Operaciones

El profesor Suvranu De, Profesor Asociado en el Departamento de Ingeniería Mecánica, Aeroespacial, y Nuclear en el Instituto Politécnico Rensselaer, haciendo uso de su experiencia en ingeniería mecánica, empezó a analiza métodos comúnmente usados para diseñar y analizar aeronaves en la industria de la aviación y simular choques en la industria automotriz, para una posible aplicación a simulaciones quirúrgicas. Pero rápidamente notó que dichos métodos no pueden ser aplicados en este campo puesto que estos métodos son lentos y no-interactivos. Por eso decidió desarrollar un método fundamentalmente diferente para crear una simulación quirúrgica, por lo que diseño el método PAFF, *"Point-Associated Finite Field"*.

Los simuladores quirúrgicos proporcionan respuestas visuales y hápticas (al tacto) a lo que el cirujano hace con "instrumentos" virtuales para imitar el uso de bisturís reales y otros instrumentos quirúrgicos. Cuando los cirujanos utilizan el bisturí simulado para cortar a través de un trozo de tejido, lo ideal es que sientan el cambio de respuesta a la presión de acuerdo al tipo de tejido, la fuerza de sus golpes, y otros factores ambientales (sangrado, etc.).

Para poder procesar las cantidades tan grandes de información requerida para producir tal experiencia en tiempo real, los simuladores están basados en sistemas computacionales muy complejos. Sin embargo, los dos sistemas más usados (sistemas de masa-resorte y sistemas de análisis de elementos finitos) no siempre responden con eficiencia a los ambientes cambiantes de los delicados procedimientos quirúrgicos. Los sistemas masa-resorte proporcionan velocidad, pero son tan complejos que sus elecciones pueden ser arbitrarias y la estabilidad del sistema puede correr riesgos. Los sistemas de análisis de elementos finitos representan un objeto, por ejemplo un órgano, al utilizar múltiples

representaciones ligadas y simplificadas de diferentes regiones del objeto en una rejilla, o malla. Para poder mejorar la imagen y tener una suave respuesta al tacto, algunos sistemas perfeccionan la malla con más elementos. Estas "mallas refinadas" solucionan algunos de los problemas de los sistemas de masa-resorte, pero también hacen más lento el tiempo de respuesta, limitan el número de puntos de contacto entre los instrumentos virtuales y los tejidos, y requieren de muchísima memoria, lo cual sacrifica la flexibilidad en respuesta a los ambientes cambiantes.

El método PAFF utiliza algunos de los puntos fuertes de estas técnicas, pero abarca un sistema nuevo, sin malla, y por lo tanto más flexible, figura 149. El método PAFF es capaz de modelar eficientemente grandes deformaciones de tejido, corte quirúrgico delicado, y otros estados de materia sin arriesgar la velocidad, creando así un ambiente más realista. Debido a que no es necesario cambiar la malla frecuentemente, se protege el rendimiento en tiempo real y se conservan la memoria y los recursos computacionales.

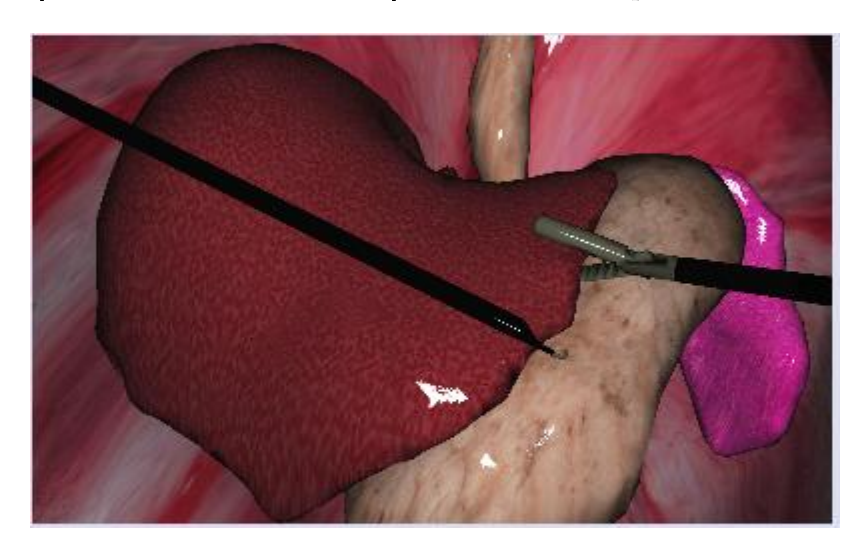


Figura 149. El método PAFF ofrece a los cirujanos una experiencia más realista de la respuesta al corte, sangrado, humo y presión del tejido. Aquí, instrumentos laparoscópicos virtuales controlados por el cirujano mueven el hígado, que puede "sentirse" y reaccionar de manera diferente a los órganos cercanos, de acuerdo a características únicas de presión de tejido. Si este movimiento crea sangrado o humo, el simulador añadirá dichas variables, permitiendo al cirujano que practique el procedimiento con visibilidad limitada y, quizá, respuesta cambiante al tejido.

Imagen tomada de http://www.nibib.nih.gov/EnEspanol/eAvances/30Nov07

Este método permite a los cirujanos experimentar diferentes respuestas de diferentes tejidos, y así afinar sus habilidades al tratar con órganos suaves, duros, y deformes. El cortar, sangrar, quemar, y el humo de cauterizar también se puede simular en la misma operación, sin sacrificar la experiencia háptica en tiempo real. Por ejemplo, los cirujanos

pueden ahora practicar técnicas, como la electrocirugía, que producen demasiado humo y que son difíciles de representar en sistemas viejos.

6.4.2. Próximos avances

El Profesor De y sus colegas se han asociado con el Centro Médico Beth Israel Deaconess en Boston, con el propósito de desarrollar un simulador quirúrgico para su Centro de Cirugía de Mínima Invasión. Daniel Jones, Profesor Asociado de Cirugía y Director del Centro en la Escuela de Medicina de Harvard, planea implementar el método PAFF en el Laboratorio de Simulación y Habilidades Técnicas del Centro en cuanto esté finalizado.

Los avances del Profesor De ayudarán a mejorar la seguridad del paciente así como las habilidades del médico, ya que las operaciones serían más seguras, porque los errores se harían en un mundo virtual.

El Profesor De se ha asociado también con el Instituto de Desarrollo Humano en la Universidad de Texas en Arlington para estudios de evaluación y Tecnologías de Educación Médica, Inc., para distribuir el software en el mercado.

6.4.3. Mayores Posibilidades

Mientras que la simulación quirúrgica tiene una utilidad obvia como herramienta de capacitación para los residentes y otros profesionales médicos, los cirujanos establecidos pueden también emplear este método para practicar procedimientos raros, aprender nuevas técnicas, y entrenar a otros cirujanos. Sin el riesgo de entrenar exclusivamente en la sala de operaciones, los nuevos cirujanos pueden perfeccionar sus habilidades y recibir retroalimentación estandarizada de acuerdo a ciertos parámetros de evaluación definidos.

El método PAFF se dirige actualmente hacia el uso de la medicina bariátrica, la rama de la medicina que trata con la obesidad e implica nuevos procedimientos que muchos médicos nunca han ejecutado. Por ejemplo, la gran demanda de nuevas operaciones como la banda gástrica ajustable laparoscópica ha puesto presión en los cirujanos, muchos de los cuales nunca han ejecutado o siquiera observado el procedimiento. En un mundo virtual, se puede pasar por todos los pasos clave para hacer que dicha operación sea la mejor posible.

Además, debido a la flexibilidad del método PAF, este también puede ser utilizado en cirugía ortopédica, vascular, obstétrica, ginecológica, y neurológica. Este trabajo está apoyado por el Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas.

REFERENCIAS

http://www.nibib.nih.gov/EnEspanol/eAvances/30Nov07

7
ROBOTICA MEDICA

7.1. CONCEPTOS BASICOS DE ROBOTICA

La historia de la robótica ha estado unida a la construcción de "artefactos", que trataban de materializar el deseo humano de crear seres a su imagen y semejanza. Por ello han sido muchos los intentos de construir maquinas que lograran realizar movimientos similares a los del cuerpo humano. Pero no es hasta la actualidad que la robótica ha alcanzado un nivel de madurez bastante elevado, y que además cuenta con un correcto desarrollo teórico. Sin embargo, al intentar reproducir algunas tareas que para los humanos son muy sencillas, como andar, correr o coger un objeto sin romperlo, no se ha obtenido resultados satisfactorios, especialmente en el campo de la robótica autónoma. A pesar de ello se espera que el continuo aumento de la potencia de los computadores y las investigaciones en inteligencia artificial, visión artificial, la robótica autónoma y otras ciencias paralelas permitan acercarse un poco más cada vez a los milagros soñados por los primeros ingenieros y también a los peligros que adelanta la ciencia ficción. En este subcapítulo se tratarán algunos conceptos básicos de esta ciencia, se hablará en primer lugar de su historia, para posteriormente discutir los términos robótica y automatización, y por último explicar las distintas clasificaciones en lo que se clasifican actualmente los sistema robóticos.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

7.1.1. Historia

Por siglos el ser humano ha construido máquinas que imiten las partes del cuerpo humano. Los antiguos egipcios unieron brazos mecánicos a las estatuas de sus dioses. Estos brazos fueron operados por sacerdotes, quienes clamaban que el movimiento de estos era inspiración de sus dioses. Los griegos construyeron estatuas que operaban con sistemas hidráulicas, los cuales se utilizaban para fascinar a los adoradores de los templos. Durante los siglos XVII y XVIII en Europa fueron construidos muñecos mecánicos muy ingeniosos que tenían algunas características de robots. Jacques de Vauncansos construyó

varios músicos de tamaño humano a mediados del siglo XVIII. Esencialmente se trataba de robots mecánicos diseñados para un propósito específico: la diversión. En 1805, Henri Maillardert construyó una muñeca mecánica que era capaz de hacer dibujos. Una serie de levas se utilizaban como "el programa" del dispositivo en el proceso de escribir y dibujar. Estas creaciones mecánicas de forma humana deben considerarse como inversiones aisladas que reflejan el genio de hombres que se anticiparon a su época.

El desarrollo en la tecnología, que incluye los computadores, los actuadores de control retroalimentados, transmisión de potencia a través de engranes, y la tecnología en sensores han contribuido a flexibilizar los mecanismos autómatas para desempeñar tareas dentro de la industria. Son varios los factores que intervienen para que se desarrollaran los primeros robots en la década de los cincuentas. La investigación en inteligencia artificial desarrolló maneras de emular el procesamiento de información humana con computadores e inventó una variedad de mecanismos para probar sus teorías.

Una obra checoslovaca publicada en 1917 por Karel Kapek, denominada Rossum's Universal Robots, dio lugar al término robot. La palabra checa 'Robota' significa servidumbre o trabajador forzado, y cuando se tradujo al idioma ingles se convirtió en el término robot. Dicha narración se refiere a un brillante científico llamado Rossum y su hijo, quienes desarrollan una sustancia química que es similar al protoplasma. Utilizan ésta sustancia para fabricar robots, y sus planes consisten en que los robots sirvan a la clase humana de forma obediente para realizar todos los trabajos físicos. Rossum sigue realizando mejoras en el diseño de los robots, elimina órganos y otros elementos innecesarios, y finalmente desarrolla un ser "perfecto". El argumento experimenta un giro desagradable cuando los robots perfectos comienzan a no cumplir con su papel de servidores y se rebelan contra sus dueños, destruyendo toda la vida humana.

Entre los escritores de ciencia ficción, Isaac Asimov contribuyó con varias narraciones relativas a robots, a él se atribuye la adopción del término Robótica. La imagen de robot que aparece en su obra es el de una máquina bien diseñada y con una seguridad garantizada que actúa de acuerdo con tres principios.

Estos principios fueron denominados por Asimov las **Tres Leyes de la Robótica**, y son:

1. Un robot no puede actuar contra un ser humano o, mediante la inacción, que un ser humano sufra daños.
2. Un robot debe de obedecer las órdenes dadas por los seres humanos, salvo que estén en conflictos con la primera ley.
3. Un robot debe proteger su propia existencia, a no ser que esté en conflicto con las dos primeras leyes.

Consecuentemente todos los robots de Asimov son fieles sirvientes del ser humano, de ésta forma su actitud contraviene a la de Kapek. [1]



Figura 150. Robot actual Spyke

Imagen tomada de http://robotica.es/wp-content/uploads/2007/02/spyke_robot.jpg

7.1.2. Robótica y Automatización

La historia de la automatización industrial está caracterizada por períodos de constantes innovaciones tecnológicas. Esto se debe a que las técnicas de automatización están muy ligadas a los sucesos económicos mundiales. El uso de robots industriales junto con los sistemas de diseño asistidos por computadora (CAD), y los sistemas de fabricación asistidos por computadora (CAM), son la última tendencia en automatización de los procesos de fabricación y luego se cargaban en el robot. Estas tecnologías conducen a la automatización industrial a otra transición, de alcances aún desconocidos. Aunque el crecimiento del mercado de la industria Robótica ha sido lento en comparación con los primeros años de la década de los ochentas, de acuerdo a algunas predicciones, la industria de la robótica está en su infancia. Ya sea que éstas predicciones se realicen completamente, o no, es claro que la industria robótica, en una forma o en otra, permanecerá.

En la actualidad el uso de los robots industriales está concentrado en operaciones muy simples, como tareas repetitivas que no requieren tanta precisión. La automatización y la robótica son dos tecnologías estrechamente relacionadas. En un contexto industrial se puede definir la automatización como una tecnología que está relacionada con el empleo de sistemas mecánicoeléctricos basados en computadoras para la operación y control de la producción. En consecuencia la robótica es una forma de automatización industrial.

Hay tres clases muy amplias de automatización industrial: *automatización fija*, *automatización programable, y automatización flexible.* La *automatización fija* se utiliza cuando el volumen de producción es muy alto, y por tanto se puede justificar económicamente el

alto costo del diseño de equipo especializado para procesar el producto, con un rendimiento alto y tasas de producción elevadas. Además de esto, otro inconveniente de la automatización fija es su ciclo de vida que va de acuerdo a la vigencia del producto en el mercado. La *automatización programable* se emplea cuando el volumen de producción es relativamente bajo y hay una diversidad de producción a obtener. En este caso el equipo de producción es diseñado para adaptarse a la variaciones de configuración del producto; ésta adaptación se realiza por medio de un programa (Software). La *automatización flexible*, por su parte, es más adecuada para un rango de producción medio. Estos sistemas flexibles poseen características de la automatización fija y de la automatización programada. Los sistemas flexibles suelen estar constituidos por una serie de estaciones de trabajo interconectadas entre sí por sistemas de almacenamiento y manipulación de materiales, controlados en su conjunto por una computadora.

De los tres tipos de automatización, la robótica coincide más estrechamente con la automatización programable. En tiempos más recientes, el control numérico y la telequerica son dos tecnologías importantes en el desarrollo de la robótica. El control numérico (NC) se desarrolló para máquinas herramienta a finales de los años 40 y principios de los 50´s. Como su nombre lo indica, el control numérico implica el control de acciones de una máquina-herramienta por medio de números. El campo de la telequerica abarca la utilización de un manipulador remoto controlado por un ser humano. A veces denominado teleoperador, el operador remoto es un dispositivo mecánico que traduce los movimientos del operador humano en movimientos correspondientes en una posición remota. A Goertz se le acredita el desarrollo de la telequerica. En 1948 construyó un mecanismo manipulador bilateral maestro-esclavo en el Argonne National Laboratory. El empleo más frecuente de los teleoperadores se encuentra en la manipulación de sustancias radiactivas, o peligrosas para el ser humano.



Figura 151. Robot de ensamblaje

Imagen tomada de http://img.directindustry.es/images_di/photo-g/robot-articulado-de-ensamblaje-38244.jpg

La combinación del control numérico y la telequerica es la base que constituye al robot modelo. Hay dos individuos que merecen el reconocimiento de la confluencia de éstas dos tecnologías y el personal que podía ofrecer en las aplicaciones industriales. El primero fue un inventor británico llamado Cyril Walter Kenward, que solicitó una patente británica para un dispositivo robótico en marzo de 1954. La segunda persona citada es George C. Devol, inventor americano, al que se le atribuyen dos invenciones que llevaron al desarrollo de los robots hasta nuestros días. La primera invención consistía en un dispositivo para grabar magnéticamente señales eléctricas y reproducirlas para controlar una máquina. La segunda invención se denominaba Transferencia de Artículos Programada.

Un robot industrial es una máquina programable de uso general que tiene algunas características antropomórficas o "humanoides". Las características humanoides más típicas de los robots actuales es la de sus brazos móviles, los que se desplazarán por medio de secuencias de movimientos que son programados para la ejecución de tareas de utilidad. La definición oficial de un robot industrial se proporciona por la Robotics Industries Association (RIA), anteriormente el Robotics Institute of América, la cual es: *"Un robot industrial es un manipulador multifuncional reprogramable diseñado para desplazar materiales , piezas, herramientas o dispositivos especiales, mediante movimientos variables programados para la ejecución de una diversidad de tareas"*. Se espera en un futuro no muy lejano que la tecnología en robótica se desplace en una dirección que sea capaz de proporcionar a éstas máquinas capacidades más similares a las humanas. [2]

7.1.3. Componentes de un sistema robótico básico

Los sistemas robóticos pueden dividirse en cinco subsistemas:

1. *El sistema mecánico articulado (AMS):* esta es la parte estructural del robot que se mueve para completar las tareas (herramientas o manos en el extremo que trabaja del robot).
2. *Los actuadores:* son los usados para mover los variados componentes del AMS. Un actuador común es el motor eléctrico, que es usado para mover correas o ruedas que mueven partes del robot.
3. *Sistemas o dispositivos de transmisión:* son usados para conectar los actuadores y los AMS. Son las correas, ruedas, poleas, o cualquier otro conector que pueda causar movimiento.
4. *Los sensores:* recogen la información de entrada acerca de la posición y las condiciones del ambiente de trabajo.

5. *Cerebro del robot:* es el hardware computacional del robot. Es usado para procesar la información proveniente del sensor y tomar las decisiones de los movimientos futuros.

La figura 152 muestra un diagrama de cómo todos los subsistemas de un sistema robótico funcionan juntos. Una conexión de doble sentido se muestra entre el robot y el cerebro de tal manera que los sensores pueden comunicarse con el cerebro, al mismo tiempo que este ultimo da instrucciones al robot. El actuador es un motor eléctrico que mueve una polea, que en dado momento mueve el brazo. Los sensores están localizados en el robot en varias posiciones (se muestran solo dos por claridad). Dichos sensores entregan información al cerebro acerca de la posición del robot y del estado de sus miembros efectores. [3]

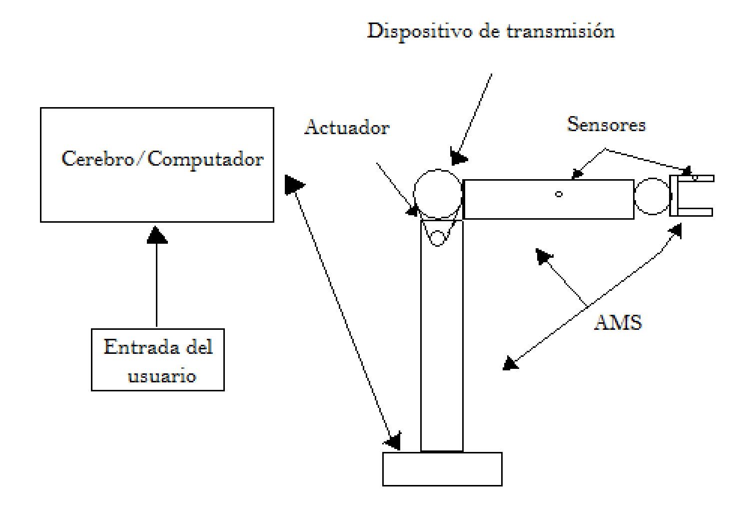


Figura 152. Ejemplo de los cinco subsistemas de un robot

Imagen tomada de Glenn Walter. "Minimally invasive surgical robotics". Minimally invasive médical technology. Pag 196

7.1.4. Clasificación de los robots

La potencia del software en el controlador determina la utilidad y flexibilidad del robot dentro de las limitantes del diseño mecánico y la capacidad de los sensores. Los robots han sido clasificados de acuerdo a su generación, a su nivel de inteligencia, a su nivel de control, y a su nivel de lenguaje de programación. Estas clasificaciones reflejan la potencia del software en el controlador, en particular, la sofisticada interacción de los sensores. **La generación de un robot** se determina por el orden histórico de desarrollos en la robótica. Cinco generaciones son normalmente asignadas a los robots industriales. La tercera

generación es utilizada en la industria, la cuarta se desarrolla en los laboratorios de investigación, y la quinta generación es un gran sueño.

1. *Robots Play-back:* los cuales regeneran una secuencia de instrucciones grabadas, como un robot utilizado en recubrimiento por spray o soldadura por arco. Estos robots comúnmente tienen un control de lazo abierto.
2. *Robots controlados por sensores*: estos tienen un control en lazo cerrado de movimientos manipulados, y realizan decisiones basados en datos obtenidos por sensores.
3. *Robots controlados por visión:* donde los robots pueden manipular un objeto al utilizar información desde un sistema de visión.
4. *Robots controlados adaptablemente:* donde los robots pueden automáticamente reprogramar sus acciones sobre la base de los datos obtenidos por los sensores.
5. *Robots con inteligencia artificial:* los robots utilizan las técnicas de inteligencia artificial para hacer sus propias decisiones y resolver problemas.

La Asociación de Robots Japonesa (JIRA) ha clasificado a los robots dentro de seis clases sobre la base de **su nivel de inteligencia:**

1. *Dispositivos de manejo manual:* controlados por una persona.
2. *Robots de secuencia arreglada.*
3. *Robots de secuencia variable:* donde un operador puede modificar la secuencia fácilmente.
4. *Robots regeneradores:* donde el operador humano conduce el robot a través de la tarea.
5. *Robots de control numérico:* donde el operador alimenta la programación del movimiento, hasta que se enseñe manualmente la tarea.
6. *Robots inteligentes:* los cuales pueden entender e interactuar con cambios en el medio ambiente.

Por otro lado los programas en el controlador del robot pueden ser agrupados de acuerdo **al nivel de control** que realizan.

1. *Nivel de inteligencia artificial:* donde el programa aceptará un comando como "levantar el producto" y descomponerlo dentro de una secuencia de comandos de bajo nivel basados en un modelo estratégico de las tareas.
2. *Nivel de modo de control:* donde los movimientos del sistema son modelados, para lo que se incluye la interacción dinámica entre los diferentes mecanismos, trayectorias planeadas, y los puntos de asignación seleccionados.

3. *Niveles de servosistemas:* donde los actuadores controlan los parámetros de los mecanismos con el uso de una retroalimentación interna de los datos obtenidos por los sensores, y la ruta es modificada sobre la base de los datos que se obtienen de sensores externos. Todas las detecciones de fallas y mecanismos de corrección son implementados en este nivel.

En la clasificación final se considerara **el nivel del lenguaje de programación.** La clave para una aplicación efectiva de los robots para una amplia variedad de tareas, es el desarrollo de lenguajes de alto nivel. Existen muchos sistemas de programación de robots, aunque la mayoría del software más avanzado se encuentra en los laboratorios de investigación. Los sistemas de programación de robots caen dentro de tres clases:

1. *Sistemas guiados:* en el cual el usuario conduce el robot a través de los movimientos a ser realizados.
2. *Sistemas de programación de nivel-robot:* en los cuales el usuario escribe un programa de computadora al especificar el movimiento y el sensado.
3. *Sistemas de programación de nivel-tarea:* en el cual el usuario especifica la operación por sus acciones sobre los objetos que el robot manipula. [4]

7.1.5. Resumen de subcapítulo

Un robot se define como una entidad hecha por el hombre con una (anatomía) y una conexión de retroalimentación inteligente entre el sentido y la acción que no se encuentra bajo la acción directa del control humano. Las acciones de este tipo de robots son generalmente llevadas a cabo por motores o actuadores que mueven extremidades o impulsan al robot. Asimismo, el término ***robot*** ha sido utilizado como un término general que define a una máquina mecánica o autómata, ya sea real o imaginario, pero se ha venido aplicando a muchas máquinas que reemplazan directamente a un humano o animal en el trabajo o el juego. Es por ello que los términos automatización y robótica están estrechamente relacionados, ya que es en el campo industrial (manufactura, ensamble, etc.) donde la robótica encuentra un amplio campo de aplicación. Por último los sistemas robóticos pueden clasificarse de cuatro formas: ya sea por generación (orden histórico), por su inteligencia, por su nivel de control, y finalmente por el nivel del lenguaje de programación que utiliza.

REFERENCIAS

[1][2][4]http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/robotica/Aplicaciones_Robotica_en_Medicina.pdf

[3] Glenn Walter. "Minimally invasive surgical robotics".
*Minimally invasive médical technolog*y. Edited by J G Webster. Pag 196

7.2. ROBOTICA MEDICA Y APLICACIONES ACTUALES

Los robots de servicio son los que trabajan de forma autónoma o semiautónoma para realizar tareas útiles para el bienestar de las personas. Dentro de esta categoría está la robótica médica, es decir, la utilización de robots para la realización de intervenciones quirúrgicas. Las ventajas más notables de los robots médicos son la precisión y la miniaturización. Estos robots son utilizados, entre otros, en el ámbito de la cirugía cardiaca, gastrointestinal, pediátrica o de la neurocirugía. La robótica médica en conjunto con la Telemedicina, que será estudiada en el siguiente capítulo, son los dos elementos que conforman uno de los grandes saltos de la tecnología actual, la telecirugía. En este capítulo se definirá el término robótica médica, y se hablarán de los sistemas robóticos médicos más importantes actualmente.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

7.2.1. Definición

En el futuro, el uso de robots para aumentar la habilidad de los cirujanos proveerá mejores resultados a menores costos. Taylor (1999) define cinco áreas en las cuales las técnicas de cirugía convencional han llegado a un punto donde no hay más avance, pero que pueden ser aumentadas por medio del uso de robots: *planeamiento y realimentación*, *precisión*, *acceso y destreza*, *exactitud y especialización y acceso al cuidado*.

El planeamiento y realimentación son usados por el cirujano para localizar el tejido dañado, un cirujano normalmente observa imágenes del paciente para entonces usar esta información para ir a dicho lugar y tratar la enfermedad. Sin embargo, es difícil para el cirujano observar las imágenes tomadas por una maquina y mantenerlas en mente mientras corta al paciente en busca del tejido enfermo. Los robots podrían fácilmente incorporar las diferentes imágenes en una sola y usarla durante su fase de planeación y movimiento.

La *precisión* es la habilidad de suturar pequeños vasos sanguíneos o realizar cirugía en órganos pequeños o delicados. La mano humana posee un límite en su resolución espacial, por lo que en algunas cirugías incluso hasta el más pequeño error por parte del cirujano puede causar daños irreparables. Inconsistencias en la fuerza que el cirujano usa para

cortar o mover tejido también podría causar daño. Los robots pueden superar este problema ya que su precisión puede ser tan pequeña como la tecnología actual lo permita, además de la posibilidad de ser programados para proveer movimiento continuo con una fuerza o velocidad continua.

El *acceso* es como el lugar de la cirugía es accedido y la destreza es la habilidad del cirujano de moverse dentro de dicha área durante todo el procedimiento quirúrgico. La cirugía mínimamente invasiva por ejemplo usa pequeñas incisiones para el acceso, lo que en general disminuye grandemente la destreza del cirujano. Los robots en cambio pueden darle al cirujano la destreza que necesita mientras aun se usa la cirugía mínimamente invasiva.

La *exactitud* es la habilidad del cirujano de cortar líneas rectas o realizar otras acciones que requieran consistencia geométrica. En este caso los robots son ideales ya que pueden ser programados para llevar a cabo tareas con gran consistencia y con altos grados de exactitud.

La *especialización y el acceso al cuidado* es un asunto muy importante en el cuidado de la salud ya que en la mayoría de partes en el mundo hay una falta de doctores, especialmente especialistas en las áreas rurales. La robótica, junto a la telemedicina, eliminara este problema. Ya que al tener un especialista en cualquier parte del mundo este podría estar conectado con un robot al otro lado del mundo y realizar una cirugía como si estuviera en el cuarto de operación. Dichos dispositivos tendrán un profundo impacto en la sociedad, especialmente en países en desarrollo. [1]

7.2.2. Aplicaciones de la robótica en medicina

7.2.2.1. Cirugía laparoscópica: AESOP

El primer robot en ser aprobado por la FDA para uso clínico en abdomen fue el AESOP® (Automated Endoscopic System for Optimal Positioning), figura 153, el cual es fabricado por Computer Motion Incorporated de Santa Barbara, CA. La aprobación de la FDA fue otorgada en 1994. Computer Motion fue inicialmente fundada con una concesión para investigación de la NASA, con el fin de desarrollar un brazo robótico para el programa espacial de los Estados Unidos.
Posteriormente, este brazo fue modificado para sostener un laparoscopio y reemplazar al camarógrafo laparoscópico. Una computadora rastrea la posición de la punta del telescopio. Los primeros sistemas AESOP, permitían al cirujano controlar un brazo robótico ya sea manualmente o a distancia a través de un pedal o un control manual.

Generaciones más recientes de sistemas AESOP obedecen a comandos de voz. El robot se sujeta a un lado de la mesa quirúrgica, dicho robot es liviano y puede ser levantado con facilidad. Sin embargo, se provee un coche que facilita el transporte del robot. Cuenta con una serie de adaptadores que pueden sujetar cualquier laparoscopio rígido. Esto permite al cirujano variar entre telescopios de 3mm, 5mm, y 10 mm, así como entre varios telescopios angulados.
El cirujano cuenta con un micrófono y controla los movimientos del telescopio con comandos específicos de voz al robot. Él graba estos comandos de voz en una tarjeta de sonido. Cada cirujano requiere una tarjeta de sonido personalizada. El algoritmo de la computadora que identifica el patrón de voz propio del cirujano es propiedad y está patentado por Computer Motion. El cirujano verbalmente puede programar tres posiciones para el telescopio y posteriormente ordenar al robot a regresar a estas posiciones preestablecidas.



Figura 153. Sistema AESOP

Imagen tomada de
http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/robotica/Aplicaciones_Robotica_en_Medicina.pdf

Esto facilita maniobras repetitivas como lo son las suturas. El cirujano verbalmente retira el telescopio, por ejemplo, para ofrecer una vista panorámica cuando se introduce la sutura.
El zoom de la cámara se acerca a una segunda posición preestablecida mientras se inserta la sutura y luego se mueve más hacia adentro para una vista cercana cuando el nudo es amarrado y ajustado. Tres comandos de voz simples regresan el telescopio a cada una de estas tres posiciones. El sistema AESOP cuenta con una serie de sistemas de libre-falla que

protegen al paciente. Al inicio de la cirugía, el cirujano fija un margen inferior límite para el brazo robótico de AESOP. Esto previene al brazo robótico de herir al paciente durante la operación. Inclusive, pequeñas presiones sobre la punta del telescopio apartan la acopladura magnética que une el telescopio a AESOP. Esto evita comandos inadvertidos por parte del cirujano a conducir el telescopio a través de estructuras anatómicas, como el hígado.
AESOP provee una plataforma estable para la cámara. Entre las ventajas de este sistemas están aquellas como que el robot no puede ser distraído por llamadas telefónicas y no se aburre con la operación, más aun, el brazo de AESOP no descansa. Como resultado, la imagen de video no tiembla y no tiende a perderse fuera del campo operatorio. Por ejemplo, grupos en Antwerp, Bélgica y Catania, Italia han hallado a AESOP de gran ayuda en la realización de adrenalectomías laparoscópicas. Ambos grupos hallaron que una plataforma estable para la cámara proporciona una imagen de video estable y constante la cual facilita la operación. Además, AESOP recuerda donde se ubica el horizonte y permanece orientado adecuadamente, mientras se desplaza a distintas locaciones. Tanto la imagen estable así como la relación constante con el horizonte, minimizan la "enfermedad del movimiento" en el equipo operatorio.
AESOP facilita la realización de procedimientos laparoscópicos de cirugía general de "cirujanos solitarios".
El sistema AESOP ha impulsado exitosamente la era quirúrgica de asistencia robótica. Confiablemente, puede reemplazar a un camarógrafo humano, proporcionando una plataforma estable para la cámara la cual frecuentemente acorta la distancia del cirujano y aparenta disminuir el riesgo de "enfermedad de movimiento" en el equipo operatorio. Cirujanos experimentados pueden hacer uso de AESOP para realizar cirugías laparoscópicas solitarias sin un camarógrafo o asistente quirúrgico. En algunos hospitales, AESOP puede ofrecer ventajas económicas al disminuir el número de empleados hospitalarios requeridos para asistir en operaciones laparoscópicas. [2]

7.2.2.2. Cirugía Ortopédica: ROBODOC y ACROBOT

El ROBODOC®, figura 154, fue implementado por primera vez en 1992, en dicho año, con 70 de estos sistemas se llevaron a cabo más de 10000 intervenciones exitosas. Actualmente la compañía tecnológica CUREXO pionera en el campo de la robótica médica, ofrece un sistema mucho más avanzado que permite realizar un plan de preoperacion en un espacio virtual tridimensional para luego ejecutar la cirugía exactamente como fue planeado en el teatro operacional. Dicho sistema incluye dos componentes: una estación computacional equipada con software especializado llamada ORTHODOC® para el planeamiento quirúrgico preoperativo y el asistente quirúrgico ROBODOC® el cual es un robot quirúrgico controlado por computador el cual es

utilizado para procedimientos de cavidad precisas y preparación de la superficie para reemplazos de la cadera y rodillas

El ORTHODOC la estación de planeamiento preoperativo, este dispositivo convierte los scans de CT de la articulación del paciente en una imagen del hueso tridimensional, la cual puede ser manipulada por el cirujano para ver las características de la articulación y del hueso. Esto le permite al cirujano usarlo para usar la herramienta en una cirugía simulada usando las imágenes de CT escaneadas de la anatomía del paciente. Una imagen prostética es seleccionada de la amplia librería del dispositivo, y el cirujano tiene la posibilidad de manipular tridimensionalmente el modelo en contra de la imagen del CT scan, permitiéndole al cirujano realizar una selección optima de la prótesis para un acoplamiento exacto. Esta cirugía virtual crea un plan preoperativo personal para cada paciente. Este tipo de planeación ha demostrado que este tipo de precirugía resulta en un 95% mejor contacto con el hueso.

El plan preoperativo creado con el ORTHODOC es transferido electrónicamente hacia el ROBODOC. Este robot puede ejecutar con una inmensa precisión el plan preoperativo. Usando presión sutil y controlada el dispositivo puede perforar el hueso con exactitud milimétrica como es especificada en el plan preoperativo. La acción del brazo robótico, equipado con un taladro de alta velocidad ha demostrado en miles de operaciones ser menos traumático para el paciente y más preciso que las técnicas manuales. El brazo robótico del dispositivo ha sido desarrollado para preparar con exactitud el hueso para que se acople con el implante prostético. [3]

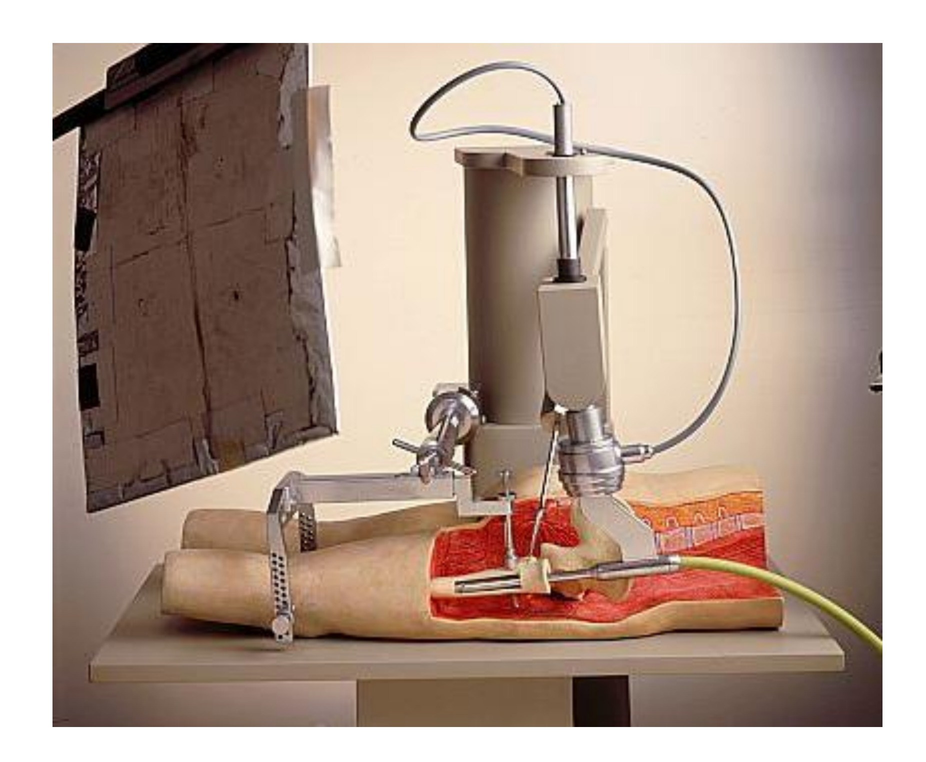


Figura 154. ROBODOC

Imagen tomada de http://www.lacoctelera.com/myfiles/oculto/10056455.jpg

Por otro lado el ACROBOT®, también usado para cirugías ortopédicas es otro dispositivo de alta tecnología de la compañía que lleva el mismo nombre. Este dispositivo provee un sistema de planeado tridimensional asistido por computadora, navegación quirúrgica y elementos robóticos de cirugía controlados por el cirujano. La figura 155, muestra un esquema del funcionamiento del sistema:

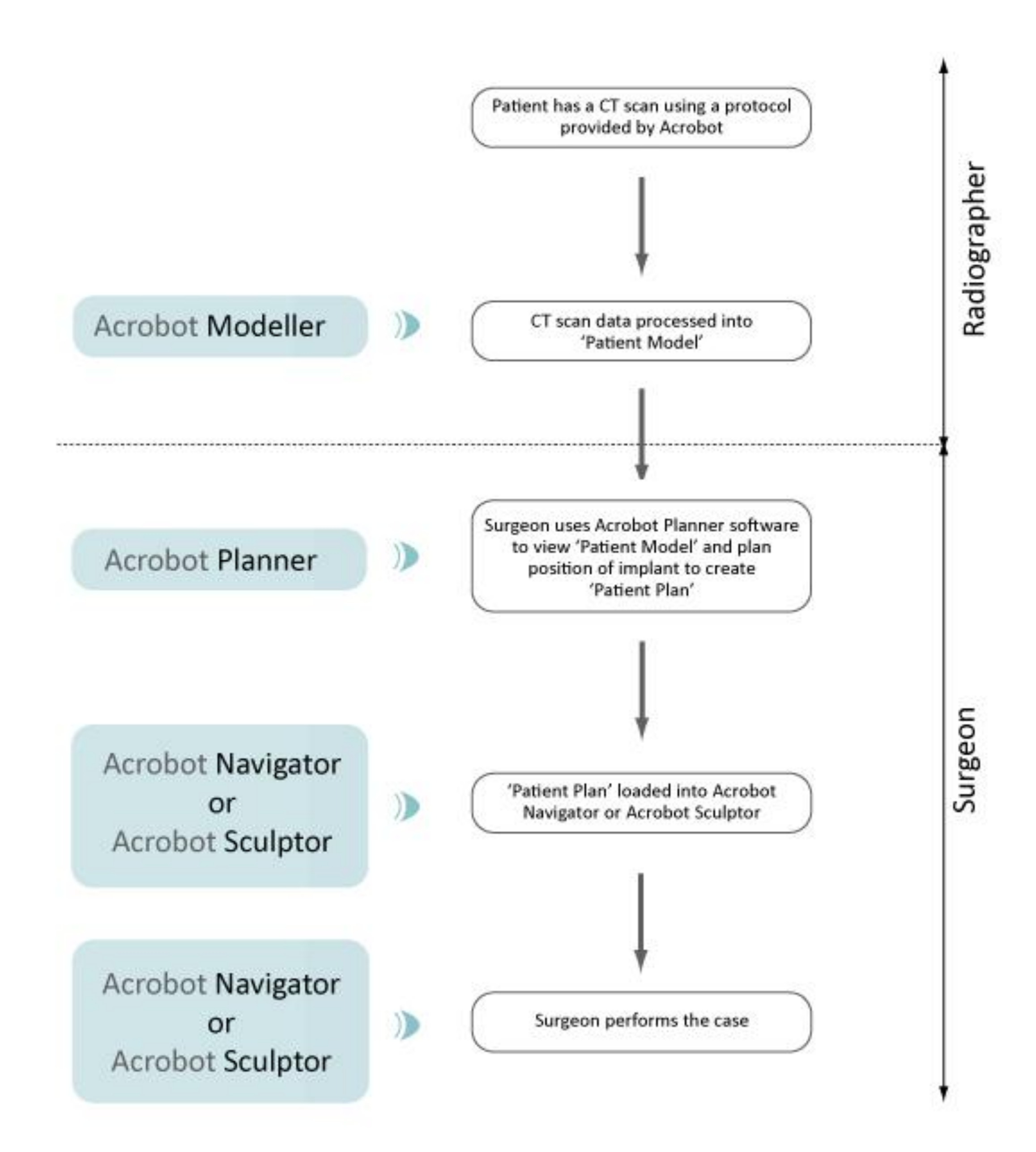


Figura 155. Esquema de funcionamiento del sistema ACROBOT

Imagen tomada de http://www.acrobot.co.uk/Product%20Process.html

En el modelador del ACROBOT, al paciente se le realiza un CT scan preoperativo, cuyos datos son entonces procesados por un radiografo que usa el software de modelamiento de Acrobot para así producir una imagen tridimensional de la anatomía. El modelo puede ser posteriormente importado por el cirujano hacia el software del planeador de Acrobot en

donde un plan individual para el paciente se realiza mostrando el posicionamiento exacto y tamaño del implante requerido. El plan especifico del paciente es entonces cargado en el navegador de Acrobot o en el sistema Acrobot Sculptor® para permitir que la operación se lleve a cabo. La figura 156a, muestra el sistema Acrobot, mientras que la figura 156b, muestra el Acrobot sculptor. [4]

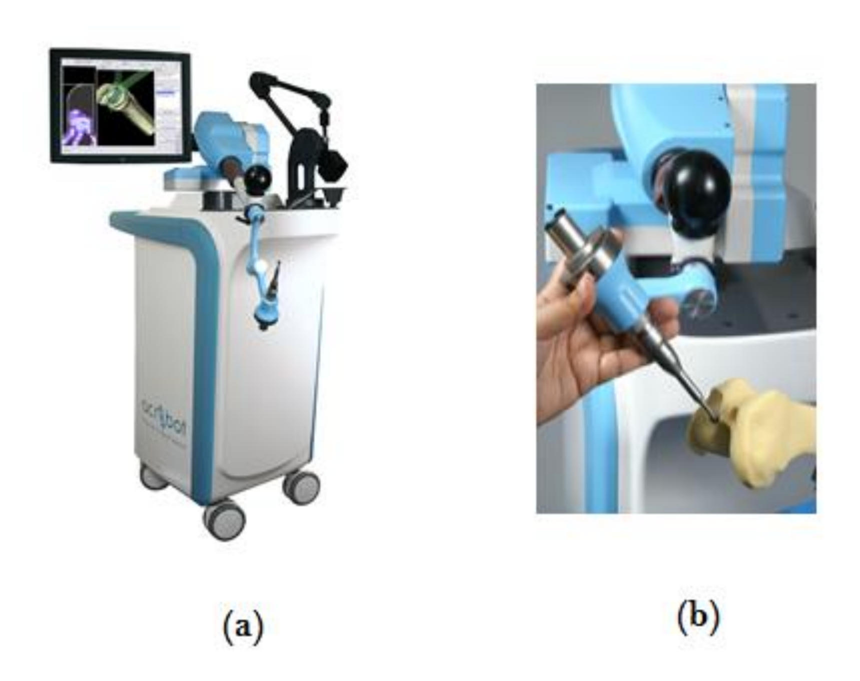


Figura 156. (a) Sistema ACROBOT. (b) Acrobot Sculptor.

Imagen tomada de http://www.acrobot.co.uk/Sculptor.html

7.2.2.3. Cirugía mínimamente invasiva: Da VINCI y ZEUS

Da VINCI

La FDA autorizó a Da Vinci para uso clínico en cirugías abdominales el 4 de junio del 2000. Da Vinci consta de tres partes separadas, figura 157. El cirujano se sienta frente a una consola o estación de trabajo (figura 157.). Sus manos se acoplan a los "masters" que actúan como interfaz con la computadora. El cirujano se sienta en una posición conveniente y ergonómicamente cómodo. La computadora y el sistema de imagen tridimensional ocupan el resto de la consola.



Figura 157. Sistema robótico Da VINCI

Imagen tomada de http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

Una torre contiene el equipo electrónico de video y el insuflador para el pneumoperitoneo. El robot cuenta con tres brazos (figura 158). El brazo central sujeta la cámara, mientras los dos brazos laterales sostienen los instrumentos quirúrgicos.



Figura 158. El sistema quirúrgico telerobótico Da Vinci sostiene un telescopio estéreo-óptico de 12 mm y dos instrumentos quirúrgicos. El telescopio teledifunde una imagen tridimensional del campo operatorio. Los instrumentos simulan los movimientos de las manos del cirujano. Ellos se mueven en 6 grados de libertad y 2 grados de rotación axial.

Imagen tomada de http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

Estos a su vez se articulan en una "muñeca", movilizándose con seis grados de libertad y dos grados de rotación axial. Los brazos robóticos son movidos al costado de la mesa quirúrgica. El computador sigue el curso de la ubicación tridimensional de un punto cercano a la punta del taladro, más no la punta de los instrumentos quirúrgicos. El telescopio pasa por un taladro de 12 mm y los instrumentos quirúrgicos a través de dos taladros de 8 mm.
El sistema cuenta con un verdadero sistema de imagen tridimensional que se asemeja bastante a mirar a través de binoculares de campo. El telescopio para este sistema es de 12 mm de diámetro y contiene dos telescopios separados de 5 mm cada uno. Dos cámaras de video de 3-chips teledifunden la imagen a dos pantallas CRT distintas. Un sincronizador mantiene las imágenes de las dos cámaras en conjunto. Espejos reflejan las imágenes desde las pantallas CRT hasta el mirador binocular en la consola del cirujano. En este sistema, las imágenes de la derecha y de la izquierda permanecen separadas desde los telescopios hasta los ojos del cirujano. El ojo derecho ve la imagen derecha y el ojo izquierdo ve la imagen izquierda, tal como en los binoculares. La consola del cirujano de Da Vinci genera un campo operatorio virtual. La cabecera está diseñada como para que el cirujano se sumerja dentro del campo operatorio. Esto produce telepresencia, la percepción de que uno se encuentra dentro del campo operatorio virtual. Esto puede mejorar la percepción de un cirujano de una compleja anatomía tridimensional y ayudarlo a mantenerse orientado dentro del campo operatorio. Sin embargo, hay una tendencia del cirujano a escapar del verdadero ambiente de la sala de operaciones. La consola tiende a impedir la conversación, por ejemplo, con el equipo operatorio. [5]

ZEUS

Tecnología similar ha sido desarrollada por Computer Motion, los fabricantes de AESOP, y comercializada bajo el nombre de Zeus. Computer Motion uso a AESOP como la base para la creación de un robot capaz de realizar cirugía telerobótica. En este sistema, el robot de comandos de voz AESOP, continúa sujetando la cámara. Dos unidades adicionales semejantes a AESOP han sido modificadas para sostener los instrumentos quirúrgicos, figura 159. Estas tres unidades son independientemente acopladas en la mesa de la sala de operaciones, figura 160.
Un computador dentro de la consola del cirujano controla los tres brazos. Esta lleva el rastro de la posición tridimensional de la punta de cada instrumento y de la cámara, mas no de la posición del taladro como en el caso de Da Vinci. En modelos previos, el cirujano controlaba los instrumentos laparoscópicos con mangos similares a los de los instrumentos de laparoscopía tradicional. El computador traduce los movimientos de estos manubrios a mociones idénticas en los instrumentos quirúrgicos del robot.



Figura 159. El sistema robótico telequirúrgico Zeus

Imagen tomada de http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

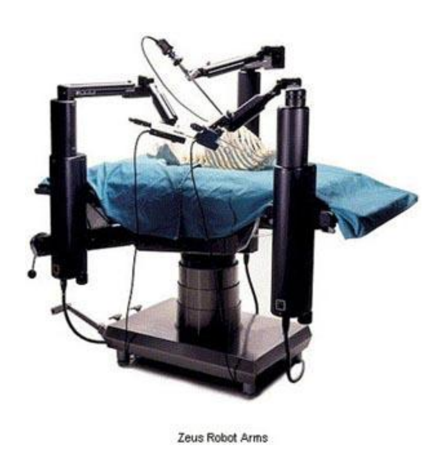


Figura 160. Los tres brazos de Zeus se sujetan directamente a la mesa operatoria. Un brazo sostiene la cámara de video y es controlado mediante comandos de voz. Los otros dos brazos sostienen los instrumentos quirúrgicos.

Imagen tomada de http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

La versión más reciente de Zeus utiliza una interfaz más ergonómica entre el cirujano y los instrumentos robóticos, figura 161. Estos manubrios controlan instrumentos quirúrgicos que se articulan cerca de sus puntas. El cirujano se sienta en un cómodo asiento frente al monitor de video. El computador elimina los tremores de descanso del cirujano y puede ser programado para llevar los movimientos de las manos de éste en

escala, en rangos que fluctúan entre 2:1 hasta 10:1. En Zeus, el cirujano observa la operación con un sistema de imágenes tridimensional de Storz (Karl Storz Endoscopy of North America, Santa Barbara, CA). El brazo robótico que controla la cámara es operado a través de comandos de voz por el cirujano. Este sistema de imágenes tridimensional acelera el rango de resolución del sistema de video. Cámaras de video separadas, derecha e izquierda, visualizan el campo operatorio. Cada una radiodifunde en una frecuencia de 30 cuadros por segundo. Un computador incorpora y acelera esto a una frecuencia de radiodifusión de 60 cuadros por segundo. Este radiodifusor alterna cuadros de las cámaras de videos derecha e izquierda.



Figura 161. Los manubrios de Zeus traducen las mociones de las manos del cirujano en los movimientos de los instrumentos quirúrgicos

Imagen tomada de http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

El monitor de video presenta una matriz activa cubriendo su superficie, la cual se alterna entre un filtro polarizante que sigue el sentido de la aguja del reloj y otra que va en sentido inverso. El primer filtro se sincroniza con el cuadro de video derecho y el otro coincide con la imagen del video izquierdo. El cirujano utiliza lentes que presentan un filtro polarizante de sentido horario como lente derecho y un filtro polarizante antihorario como lente izquierdo. Estos permiten al ojo izquierdo ver únicamente las imágenes de video de la cámara izquierda y al ojo derecho las imágenes de video de la cámara derecha. Esto hace posible la proyección de una imagen en tres dimensiones desde el monitor de video.
El cirujano observa la proyección de la imagen en tres dimensiones en un monitor de video estándar. Así mismo, controla los instrumentos quirúrgicos de manera similar a la cirugía laparoscópica.

La configuración del brazo telerobótico de Zeus ofrece una ventaja distinta para cirugías abdominales complejas. Los tres brazos están sujetos directamente a la mesa operatoria. Esto quiere decir que la mesa puede ser reposicionada sin interferir con el adecuado funcionamiento de los brazos robóticos. La FDA ha concedido a Zeus únicamente una aprobación limitada para operaciones abdominales. Puede ser usado como camarógrafo y asistente operatorio pero todavía no como cirujano operador. [6]

7.2.3. Resumen de subcapítulo

Los sistemas robóticos actuales son grandes ejemplos de la inteligencia humana, aunque aún no es un campo totalmente desarrollado. En la cirugía robótica laparoscópica, AESOP reemplaza al camarógrafo y proveen una plataforma estable al telescopio de video. AESOP es controlado mediante comandos de voz por el cirujano. Durante las operaciones laparoscópicas telerobóticas, el cirujano se ubica sentado frente a una consola de computadora que se encuentra distante al paciente. El cirujano observa un campo operatorio virtual en tres dimensiones y realiza la operación controlando dos brazos telerobóticos, los cuales sostienen los instrumentos quirúrgicos. Estos instrumentos simulan los movimientos de las manos del cirujano, presentando seis grados de libertad y dos de rotación axial. La combinación de imágenes tridimensionales y movimientos semejantes a los manuales de los instrumentos quirúrgicos facilita la realización de procedimientos laparoscópicos complejos. Los nuevos sistemas ROBODOC y ORTHODOC son otro salto en el desarrollo de la robótica médica, al ambos incorporar la planeación preoperatoria en un ambiente totalmente virtual. Lo que les permite programar la cirugía con anticipación y hacerla "personal" al elegir los implantes adecuados para cada paciente, basados en imágenes creadas por computadora. La FDA autorizó al sistema de cirugía telerobótica Da Vinci, a actuar como cirujano operador en Junio del 2000, mientras que en el caso de Zeus únicamente lo autorizó a desempeñarse como asistente quirúrgico durante operaciones laparoscópicas recién en octubre del 2001. La cirugía telerobótica laparoscópica abdominal es factible y sus resultados iniciales son similares a los de la cirugía laparoscópica tradicional. Los sistemas quirúrgicos robóticos y telerobóticos superan algunas de las limitaciones inherentes de la cirugía laparoscópica tradicional y podrían incrementar el número de cirujanos que realicen operaciones complejas de laparoscopía en el futuro.

REFERENCIAS

[1] Glenn Walter. "Minimally invasive surgical robotics".
Minimally invasive médical technology. Edited by J G Webster. Pag 200

[2] http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

[3] *www.**robodoc**.com/*

[4] *www.**acrobot**.co.uk/*

[5][6] http://www.scielo.org.pe/pdf/rgp/v23n1/a08v23n1.pdf

7.3. NUEVAS LINEAS DE APLICACION

La robótica médica es un campo relativamente nuevo, pero son muchas las aplicaciones que ha encontrado. Como esta ciencia apenas está en sus comienzos cada día surgen nuevos campos de aplicación, siendo en la mayoría de los casos, desarrollos que rozan con la ciencia ficción. En este subcapítulo se trabajarán dos ejemplos de nuevas líneas de aplicación de la robótica médica, como lo es el Heart Lander y el brazo robótico que posiblemente será el aliado primordial de los médicos en los campos de batalla.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

7.3.1. Micro robot para operar sin cirugía invasiva (Heart Lander)

Es un robot miniatura, figura 162, que ofrece una terapia de invasión mínima a la superficie del corazón. La innovación de este robot es que proporciona un solo dispositivo para la detección y localización estable, la cartografía y el trato de toda la superficie del corazón. Es mínimo el daño que se hace para llegar al corazón.

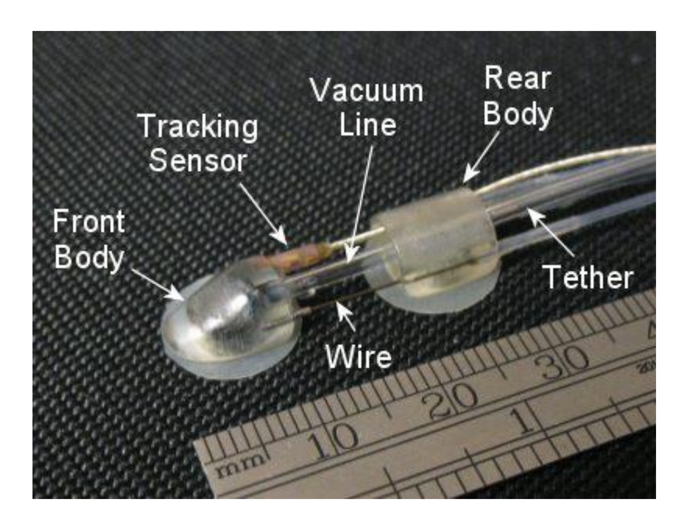


Figura 162. Heart Lander

Imagen tomada dehosting.udlap.mx/profesores/luisg.guerrero/Cursos/ME110/Primavera2009/ProyectoInvestigacion /Reporte_Investigacion_R2D2s.doc

El Heart Lander Es un robot micro robot de dos secciones, que tiene de largo 10 mm contraído y 30 mm de largo estirado. El movimiento es gracias a un motor fuera del robot. Tiene una aspiración que se suministra a través de las líneas de vacío. Este diseño es pequeño, ligero y desechable. El robot está controlado por el médico mediante un joystick y la interfaz grafica muestra la ubicación exacta del robot en el corazón.

A través de una incisión de 25 mm el HeartLander tiene la capacidad para viajar a través de toda la superficie del corazón. Se realizan rutas y se puede viajar hasta la base del corazón. Las rutas pueden ser examinadas en 3D a partir de la posición de los datos del sensor, y son superpuestas a un modelo de la superficie del corazón. Después de alcanzar la ubicación, el robot proporciona una plataforma estable desde la que puede administrar la terapia. [1]

7.3.2. Un Médico Robot en el Campo de Batalla

"Tal vez llegue el día en que un brazo robótico con forma de serpiente asista a los soldados cuando los retiran del campo de batalla"

Los primeros 30 minutos después de una herida en el campo de batallo son cruciales: es cuando ocurre el 86% de las muertes debidas al campo de batalla. Antes de asistir a los heridos, los médicos de las líneas de avanzada tienen que ubicar rápidamente al herido y sacarlo del campo de batalla, a menudo bajo una lluvia de balas. Esto puede tardar minutos, como así también que los médicos sean blancos de los proyectiles.

Ahora, los investigadores de la Carnegie Mellon University (CMU) están desarrollando tecnología para ayudar a solucionarles este problema a los médicos de los campos de batalla. Howie Choset, un profesor asociado de robótica en la CMU, ha creado un brazo robótico con forma de serpiente equipado con varios sensores que pueden evaluar el estado del soldado. El robot se puede controlar con medios inalámbricos a través de un joystick, para que un médico en una clínica remota pueda movilizar al robot a cualquier punto del cuerpo del soldado para evaluar sus heridas mientras se lo transporta a un lugar seguro. La flexibilidad del robot, semejante a una serpiente, le permite maniobrar dentro de lugares estrechos para que, en caso de un herido que no pueda sacarse inmediatamente del campo de batalla, el robot pueda realizar una evaluación médica inicial dentro del campo.

Choset y sus colegas han estado fabricando "robots serpiente" desde hace más de 10 años, mejorando los alcances del movimiento y flexibilidad, como también minimizando el tamaño total de varios prototipos. En el pasado, el grupo diseñó robots para misiones urbanas de búsqueda y rescate, y han trabajado con la Ford Motor Company para crear

robots serpiente para pintar los chasis de los automóviles con mucha precisión. El equipo armó una startup recientemente a fin de comercializar una de sus últimas tecnologías, un robot que potencialmente puede realizar cirugías cardiacas.

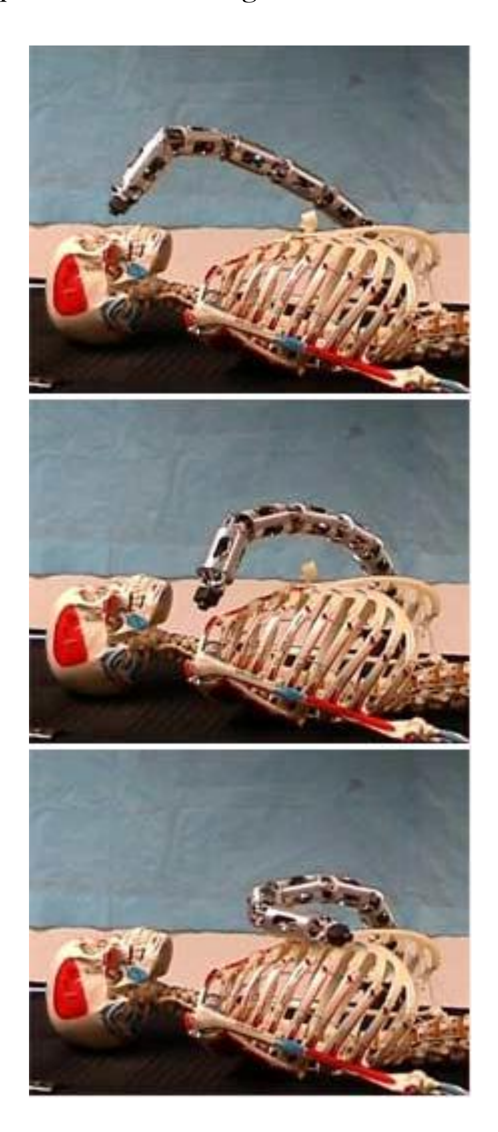


Figura 163. Inspector robótico: Un robot con forma de serpiente inspecciona el cráneo de un esqueleto que yace sobre una camilla diseñada por los militares llamada Sistema de Asistencia Vital para Traumatismos y Transporte (LSTAT).

Imagen tomada de http://www.technologyreview.com/es/read_article.aspx?id=171&pg=1

Actualmente, el equipo está colaborando con el *Telemedicine and Advanced Technology Research Center (TATRC)* del Ejercito de los Estados Unidos para integrar el brazo robótico a la camilla de alta tecnología del ejercito llamada Sistema de Asistencia Vital

para Traumatismos y Transporte (LSTAT). La camilla es esencialmente una unidad de terapia intensiva portátil, con un respirador artificial, un desfibrilador, y otros controles fisiológicos, y actualmente se usa en posiciones en Irak y Afganistán. Los médicos pueden poner al herido en la camilla y curar las heridas valiéndose del equipo de a bordo.

El profesor Choset y sus estudiantes crearon un brazo robótico muy articulado que consiste de muchas articulaciones móviles, que le brindan al robot la flexibilidad de las serpientes. Cada articulación tiene dos grados de movimiento que, trabajando en conjunto, le permiten al robot flexionarse, retraerse y girar en distintas posiciones, algo muy semejante a una serpiente viva. Dado que es imposible que una persona controle simultáneamente todas las articulaciones de la serpiente, el equipo desarrolló software para tener un control preciso sobre los movimientos del robot a través de un joystick. En las pruebas de laboratorio, los investigadores pudieron guiar al brazo montado con una cámara exitosamente, lo guiaron de un lado al otro del esqueleto utilizando el joystick y observaron las imágenes resultantes en la pantalla del ordenador móvil. Choset le fijó varios sensores fisiológicos al brazo robótico, incluso un detector de dióxido de carbono y oxígeno para comprobar si la persona respira. Dice que el robot también puede llevar una máscara de oxígeno y, si se lo conecta al respirador artificial incorporado a la camilla, se la podrá manipular sobre la boca del soldado y darle oxígeno, sin la ayuda de un médico.

En el futuro, Choset espera agregar un componente de ultrasonido al robot para que pueda examinar rápidamente al soldado para buscar señales de hemorragias internas. Su equipo está colaborando con los investigadores de la Georgetown University para desarrollar una sonda de ultrasonido para incorporarla al brazo robótico. Para realizar el ultrasonido, Choset dice que el robot necesitaría una cierta cantidad de fuerza y delicadeza para que pueda determinar cuánta fuerza aplicar para que la sonda haga contacto con la piel. Sus estudiantes y él piensan explorar el desafío robótico en el futuro, junto con otras aplicaciones para el robot en forma de serpiente.

Sylvain Cardin, una científica senior de robótica médica en el TATRC, sugiere que pueden surgir otras aplicaciones militares para el brazo robótico. Podría ser acoplado a un vehículo pequeño que es enviado al campo de batalla, y el médico podría cuidar al paciente desde un lugar remoto. Así que se podría estar bajo fuego y enviar al vehículo con el brazo en forma de serpiente, y se podría cuidar del herido sin mostrarle a todo el mundo lo que se está haciendo. [2]

7.3.3. Resumen de subcapítulo

Los dos ejemplos estudiados demuestran la infinidad de campos que encuentra la robótica. No necesariamente tiene que ser la construcción de maquinas como los sistemas Da Vinci o ROBODOC, sino que pueden ser de tamaño tan pequeño como el Heart Lander. Robots de tan pequeño tamaño permitirán el estudio intravenoso del cuerpo humano y así detectar vasos sanguíneos taponados, posiblemente se le incorporara algún sistemas posteriormente para remover dicho taponamiento sin necesidad de abrir el paciente. Por otro lado el sistema de brazo robótico para el campo de batalla es otra muestra de cómo los robots ayudaran a salvar más vidas, tanto de los soldados caídos en combate gracias a una rápida atención, como la de los mismos doctores que no tendrán que arriesgar su propia vida en el caso de que el herido se encuentre bajo fuego.

REFERENCIAS

[1]hosting.udlap.mx/profesores/luisg.guerrero/Cursos/ME110/Primavera2009/ProyectoInvestigacion/Reporte_Investigacion_R2D2s.doc

[2] http://www.technologyreview.com/es/read_article.aspx?id=171&pg=1

8

TELEMEDICINA

8.1. FUNDAMENTOS

La telemedicina surge de la mano de la realidad virtual con el fin de poder reducir costos y llevar conocimientos médicos a áreas remotas. Esta rama de la biomédica hasta ahora emergente puede ser definida como la transmisión de información médica y la prestación de servicios de salud a través de redes de telecomunicaciones. Esta incluye la transmisión de voz, imágenes fijas, vídeo y otras formas de datos médicos. Son grandes las expectativas que tiene esta ciencia puesto se puede hablar de interconexión de grandes centros de desarrollo, lo que permitiría una distribución de la información mucho más fácil y rápida. En este subcapítulo se explicará su surgimiento detalladamente, los beneficios que se obtienen con el desarrollo de la ciencia y por último se definirán otros conceptos importantes como, equipo de telemedicina, emisor, receptor entre otros.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

8.1.1. Historia de la telemedicina

La Telemedicina, figura 164, tiene su origen en la transmisión de señales cardiacas a través de una línea telefónica. En Estados Unidos, en la década del 50, se iniciaron las primeras aplicaciones en telepsiquiatría y teleeducación y en los sesentas la NASA realizó las primeras mediciones biotelemétricas en los trajes de los astronautas. Finalmente, en los años siguientes, los proyectos en Telemedicina han cubierto la mayor parte de las aplicaciones médicas como la cirugía, la radiología y la dermatología, entre otras; empleando diferentes tecnologías de Telecomunicaciones, como los enlaces satelitales o las redes de área local.

A partir de la Biotelemetría se originó la *Telemedicina*, definida como la práctica médica a distancia, ya sea en tiempo real o diferido, entre profesionales de la salud, haciendo uso de las tecnologías de la información.
El tipo de información generada dentro de la actividad médica hace que la Telemedicina involucre el procesamiento y la transmisión de datos, audio, imágenes y video. De igual forma, los esquemas de las aplicaciones en esta área no sólo dependen del tipo de información manejada, también se ven influenciados por el lugar donde se van a desarrollar los programas o donde se encuentra el usuario final (Hospitales, clínicas, el hogar o el sitio de trabajo).

En 1967, se estableció la primera estación telemédica entre el Hospital General de Massachussets y el aeropuerto Logan de Boston. Mediante ella se daban servicios de medicina ocupacional a los empleados del aeropuerto y atención médica a los viajeros, usando un circuito audiovisual de ida y vuelta a través de microondas. La estación estaba atendida por varias enfermeras las 24 horas y un médico durante las horas pico de llegada o salida de vuelos. El análisis tanto de la calidad de la atención por parte de las enfermeras como la eficacia de las transmisiones fueron los objetivos de esta experiencia, pionera en el mundo.
A principio de los 70's, para mejorar la calidad de la asistencia en una población remota en Alaska (Estados Unidos), se utilizó un satélite con cuatro estaciones terrenas con televisión en blanco y negro y una única con capacidad de recepción instaladas en el Centro Médico de nativos de Anchorage. Los cinco puestos estaban provistos de audio en ambos sentidos. Dos de ellos no tenían médico permanente. La evolución de este proyecto se realizó en el Instituto Stanford de California. Luego, en 1977, a partir de un acuerdo espacial entre Canadá y Estados Unidos con el satélite Hermes aparece el programa MUN en Canadá. En ese entonces, se utilizó dicho satélite para educación a distancia y asistencia médica, además se desarrollaron programas interactivos y redes de audio y otros grandes desarrollos que dieron lugar a un servicio de teleconferencia con la Universidad de Nairobi, en Kenya. En 1985 extendió su red telemédica a otros seis países del Caribe la cual en la actualidad sigue vigente. A partir del terremoto en Armenia y Ufa, en la República Soviética en diciembre de 1988, Estados Unidos propuso la realización de consultas médicas desde el lugar del desastre con diversos centros médicos en Estados Unidos, implantando el primer programa Internacional de Telemedicina. Las conexiones se hicieron usando vídeo en una dirección y voz y fax bidireccionales entre el Centro Médico de Yerevan, Armenia y cuatro Hospitales en Estados Unidos, extendiéndose posteriormente el programa a Ufa, para socorrer a los quemados en un accidente de tren.

Teniendo en cuenta las anteriores experiencias, en todo el mundo se han adelantado un sinnúmero de proyectos que apoyan diferentes áreas de la medicina, de las cuales se destacan:

- *El Diagnóstico:* En esta área, la Telemedicina se acompaña de elementos computacionales tales como los sistemas expertos a distancia, los cuales contribuyen al diagnóstico del paciente o el uso de bases de datos en línea, que ayudan al personal médico en el proceso de toma de decisiones; siendo éste uno de los usos más antiguos de la Telemedicina.
- *El Control a Distancia:* Consiste en la transmisión de información del paciente (ECG, radiografías, datos clínicos, bioquímicos, entre otros) para ser analizados por especialistas encargados del cuidado de él. Esta es una de las aplicaciones de mayor uso actualmente.
- *La Consulta en Tiempo Real:* Permite que un médico pueda observar y discutir los síntomas de un paciente que está siendo asistido por otro médico a distancia. Este se perfila como la aplicación del futuro, cuando se normalicen ciertos aspectos tales como la responsabilidad, la acreditación y las formas de pago.

[1]



Figura 164.Telemedicina

Imagen tomada de http://3.bp.blogspot.com/_N 8sR1d6nAI/SRE7212QokI/AAAAAAAAABo/yjbu6Nylnx0/s400/Telemedicine.jpg

Conceptos importantes

Hay que definir otros importantes términos en una red de telemedicina, los cuales son:

- *Equipo de Telemedicina:* este término se refiere al grupo interdisciplinario encargado de la prestación de los servicios de telemedicina (consulta, diagnóstico, tratamiento, etc.).

- *Emisor:* en la Telemedicina es aquella persona quien envía la información médica a un receptor por medio del uso de las telecomunicaciones.

- *Receptor:* en la telemedicina es aquella persona del equipo quien recibe la información médica enviada por el emisor a través de las telecomunicaciones.

[2]

La Telemedicina permite utilizar dispositivos médicos "conectados" a redes telefónicas o a redes de datos (alámbricas e inalámbricas). Esos dispositivos mejoran su rendimiento mediante el uso de tecnología de telecomunicaciones, computación en red, sistemas de videoconferencia y sistemas de codificación-decodificación (CODEC). El software de aplicación especializado, los dispositivos de almacenamiento de bases de datos, y los dispositivos médicos capaces de recolectar datos electrónicos, almacenar y transmitir son componentes claves de la infraestructura de Telemedicina. Tecnologías como la Internet vía Módem analógico, cable, ISDN, WAP y ADSL, PCS, LAN y WAN tienen extensa aplicación en medicina, pero requieren de creatividad, innovación, conocimiento y experiencia para ponerlas en funcionamiento La
Telemedicina puede ser definida como la prestación de la atención y servicios médicos a través de la labor y experiencia de los galenos utilizando como plataforma de apoyo técnico las Telecomunicaciones y Tecnologías. Comprende la atención de pacientes por expertos médicos independiente de su localización geográfica, utilizando tecnologías de telecomunicaciones e informática que permiten el intercambio de imágenes dinámicas, voz y datos en tiempo real. [3]

8.1.2. Beneficios de la Telemedicina

La telemedicina es una ciencia en desarrollo que ofrece diferentes beneficios con su aplicación, dentro de los cuales se puede encontrar:

- *Disminución de tiempos de atención, diagnósticos y tratamientos más oportunos:* por la posibilidad de ofrecer ayuda especializada en lugares de difícil acceso.

- *Mejora en la calidad de servicio:* al realizarse las consultas con personas completamente capacitadas, y la posibilidad de contar con más de una opinión con respecto a un problema.

- *Reducción del problema de insuficiencia de especialistas:* con la creación de amplias redes de telemedicina no será necesario el traslado físico de un especialista a determinada área, podrá atender la necesidad desde su propio lugar de trabajo y posteriormente estar disponible ante cualquier otro posible caso.

- *Reducción de los costos de transporte:* al no tener que salir hasta lugares tanto cercanos como remotos, los costos de viaje será ampliamente reducidos, lo que puede ser invertido en adquisición de otro tipo de materiales o el correcto mantenimiento de las redes.

- *Atención continua:* siempre existirá alguien dispuesto a enfrentar un problema, una red telemédica es una red de atención de 24 horas.

- *Tratamientos más apropiados:* al ser diagnosticados por personas completamente capacitadas, los tratamientos son los más apropiados ante cualquier posible eventualidad.
- *Mayor cobertura (igualdad de servicios de salud, sin importar la localización geográfica):* en una gran red de Telemedicina pueden estar interconectados diferentes establecimientos médicos, esto es que será posible interconectar hospitales rurales con centros especializados en áreas urbanas.

- *Centralización de recursos (bases de datos –Historias clínicas):* en una red de telemedicina existe una gran red de datos, esto incluye el poder acceder a cualquier tipo de información en los establecimientos, y ante la posible interconexión de una o más redes grandes bases de datos, de casos especiales y procedimientos realizados ante ellos.

[4]



Figura 165. Interconsulta telemédica

Imagen tomada de http://www.atinachile.cl/media/users/0/1255/images2006/equipoweb/telemedicina01.jpg

Resumen de subcapítulo

La telemedicina es una ciencia que surge bajo la necesidad de llevar ayuda médica, especializada primordialmente a lugares donde antes era complicado llevarla o prácticamente imposible hacerlo. Los beneficios del desarrollo de esta ciencia son, reducción de costos, poder ofrecer diagnósticos basados en juicios de las personas mejor capacitadas, por lo que existe una mejora del servicio, una mejor cobertura, atención continua y centralización de los recursos. El mayor beneficiado con el correcto desarrollo de estas redes son los usuarios de los centros interconectados, puesto que ya no será necesario el traslado de algún paciente grave hasta determinado lugar, ya que el especialista que se encuentra en otro centro por medio de la conexión telemédica realizara una interconsulta con los especialistas del establecimiento para poder llegar a un diagnóstico y posterior tratamiento que mejor funcione para el paciente.

REFERENCIAS

[1] Jenny Marcela Pérez Díaz, Jenny Marín Carvajal, Prof. Liliana María Puerta Escobar. *La Telemedicina*. Centro de investigaciones y desarrollo de la Facultad de ingeniería de la Universidad de Manizales. Pag: 1-5.

[2] Juan Pablo Tello Portillo. *Telemedicina*. Universidad del Norte. Barranquilla 2007. Pag: 4.

[3]http://gemini.udistrital.edu.co/comunidad/grupos/gitem/PDF_gitem/Telemedicina.pdf

[4]http://www.elhospital.com/eh/secciones/EH/ES/MAIN/IN/ARTICULOS/doc_61154_HTML.html?idDocumento=61154

8.2. REDES DE TELEMEDICINA Y SISTEMAS DE INFORMACION

Son muchas las redes existentes de telemedicina a nivel mundial, estas redes como ya se ha mencionado tienen como fin llevar la ayuda especializada hasta donde sea necesario llevarla, sin que los especialistas tengan que abandonar su lugar de trabajo regular. Una red de Telemedicina generalmente está integrada por un número de instituciones médicas, cuyo fin es mejorar y facilitar la prestación del servicio médico. En este subcapítulo se darán dos excelentes ejemplos de redes telemédicas, la red de telemedicina de Ontario (OTN), la red EmerLoc. Además se hablará de un proyecto colombiano de red de Telemedicina

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

8.2.1. Red Telemédica de Ontario (Ontario Telemedicine Network)

Esta es una red sin ánimo de lucro creada por el gobierno de Ontario Canadá, aun se encuentra en crecimiento puesto que aun hay instituciones que no han sido agregadas a la red, pero aun así aquellos institutos u hospitales que ya están bajo el área de cobertura de la red, han notado una transformación en cómo reciben la ayuda que necesitan, mejorando el cuidado de la salud gracias a la eliminación de barreras.

La OTN fue creada en Abril de 2006 con la fusión de 3 redes ya existentes y que habían sido premiadas, las redes eran: CareConnect (Este de Ontario), NORTH Network (Centro y Norte de Ontario) y VideoCare (Suroeste de Ontario). Esta fusión fue apoyada por el ministerio de salud de Ontario y por la Long-Term Care (MOHLTC) y la Canada Health Infoway (CHI), uniendo los activos y los recursos para asegurar que la Telemedicina continuara creciendo y podrá satisfacer la demanda de servicios. Actualmente más de dos mil profesionales del cuidado de la salud ofrecen sus servicios usando la OTN, sus programas y servicios se llevan a 615 sitios a través de toda la región. En el año 2008, más de 42000 consultas clínicas realizadas en Ontario se realizaron usando esta red. Esta red es considerada la red más sofisticada de Canadá y una líder mundial en el campo.

La red OTN tiene la capacidad de llevar el cuidado de la salud a virtualmente cualquier paciente, en cualquier lugar y a cualquier momento. Además de mejorar las oportunidades de desarrollo para profesionales, estudiantes y proveedores de la salud asociados.





Figura 166. Red Telemédica OTN

Imagen tomada de http://www.otn.ca/en/otn/what-we-do/

El ofrecimiento de los servicios de cuidado de la salud y educación tienen lugar con sistemas de videoconferencia de dos caminos y los últimos instrumentos de tele diagnósticos, que incluyen estetoscopios digitales, otoscopios, cámaras de exanimación de alta resolución, equipo endoscópico y dispositivos de imagenología digital que transfiere los datos entre los usuarios en sitios urbanos, rurales y remotos a través de toda la región. Las visitas al médico por medio del uso de la red de Telemedicina se están volviendo tan comunes como lo son aquellas visitas al médico que se llevan a cabo en sus propios consultorios. [1]



Figura 167. Consulta Telemédica

Imagen tomada de http://www.otn.ca/en/otn/what-we-do/

El ser miembro de la OTN provee acceso al socio a la comunidad colaborativa de Telemedicina más grande del mundo, lo que le permite la participación en eventos clínicos, educacionales y administrativos. La OTN posee más de 336 socios incluyendo: centros de ciencia académica y de la salud, hospitales comunitarios, hospitales siquiátricos, clínicas, estaciones de enfermería, escuelas de medicina y enfermería, organizaciones profesionales, centros de acceso al cuidado comunitario, instituciones educativas, y centros de salud pública.

8.2.1.1. Telecuidado en casa (Telehomecare)

La red OTN ofrece una nueva forma de apoyar a los pacientes con enfermedades crónicas, el sistema llamado "Telehomecare", este programa conecta a los pacientes con los profesionales de la salud para ayudar a controlar mejor su enfermedad crónica desde la comodidad de su propia casa.

La solución para el mejoramiento del manejo de enfermedades crónicas es desarrollar programas en el cual los proveedores de salud se asocien con los pacientes y los puedan apoyar en el control de su propio cuidado. El objetivo final de Telehomecare es crear asociaciones entre el paciente y los equipos multidisciplinarios de cuidado, lo que permite, enseñar y apoyar activamente a los pacientes en el cuidado de la enfermedad crónica desde su propia casa, figura 168.




Figura 168. Usuarios Telehomecare

Imagen tomada de http://www.otn.ca/en/telehomecare/

Telehomecare es efectivo en enseñar a los paciente a en el control propio, los ayuda a mantenerse bajo guías recomendadas, permitiendo la comunicación del proveedor de salud con el paciente y previendo que los síntomas se salgan fuera de control. Este programa y la tecnología de apoyo han sido recibidos con gusto por los pacientes y ha demostrado una reducción en los altos costos médicos por medio de la reducción de hospitalizaciones, y visitas a los departamentos de emergencia. Este programa conto con su fase uno desde marzo del 2007 hasta octubre del 2008, con el monitoreo de 600 pacientes con enfermedades crónicas, con excelentes resultados. [2]

8.2.2. EmerLoc

Ese sistema nace para el manejo de incidentes de emergencias en sitios donde la ayuda inmediata no está disponible. El sistema se diseñó para pacientes que sufran de enfermedades crónicas o que requieran de un continuo monitoreo de sus condiciones físicas. La arquitectura del sistema se muestra en la figura 169, sus componentes principales incluyen el paciente, y su equipo portátil, el doctor responsable de la atención y su equipo portátil, y la unidad de monitoreo central (CMU) y su asociado servicio basado de localización (LBS). La infraestructura de comunicación incluye un sensor de red inalámbrico que usa Zigbee[33]/Bluetooth, una WLAN que usa 802.11, y una WWAN que usa GSM/GPRS.

El paciente usa un dispositivo personal (Personal Device, PD) y un conjunto de sensores. Los sensores están acoplados al cuerpo del paciente para la medición de bioseñales tales como el ECG, presión sanguínea, frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, y saturación de oxigeno. El PD recolecta y procesa los signos vitales del paciente provenientes de los

[33] La alianza Zigbee es una asociación de compañías que trabajan conjuntamente para desarrollar estándares y productos para efectividad de costos en redes de área personales. Y Provee la estructura para programación aplicada en la capa aplicación sobre el estándar IEEE 802.15.4

sensores. Estos sensores junto con el PD forman una red de área personal (PAN) que monitorea el estado de la salud del paciente y se comunica con la correspondiente CMU siempre que se exceda un umbral establecido y una situación de emergencia sea inminente. Los sensores y transmisores y los dispositivos personales están equipados con transmisores RF compatibles con bluetooth o Zigbee. El doctor responsable de la atención también lleva consigo un dispositivo portátil (Doctor Device, DD), capaz de ofrecer señales de alarma y todo el rango de bioseñales del paciente.

La CMU controla y coordina las comunicaciones entre los componentes del sistema. Permite la comunicación entre el PD y el DD ya sea por una WLAN o una WWAN como GSm o GPS. El LBS recae sobre una plataforma que incluye la localización de servidor ya sea para un operador de red móvil o un proveedor de posición WLAN. [3]

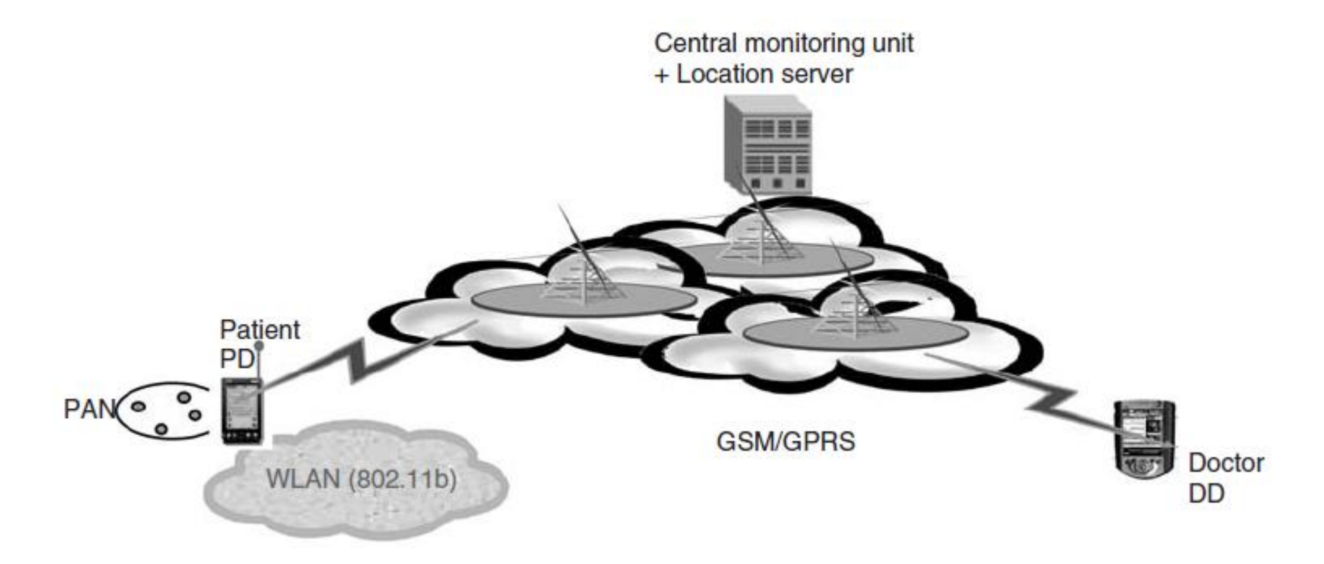


Figura 169. Arquitectura general del sistema EmerLoc

Imagen tomada de Doan B. Hoang and, Andrew J. Simmonds. Data Communication and Network Infrastructure. Biomédical Information Technology.Pag 245

8.2.2.1. Operación de EmerLoc

Cuando las bioseñales provenientes de los sensores exceden un umbral preestablecido el PD genera una señal de alarma y reúne la información de la emergencia junto con la localización actual para enviarla a la CMU que este a su alcance por medio de WLAN o WWAN. La CMU reconoce la notificación de emergencia (Emergency notification, EN) y usa la identificación del paciente para ingresar a base de datos de los registros médicos

para conocer la información apropiada del paciente. La CMU a su vez también reconoce la información del paciente encargado del cuidado del paciente. La localización del doctor puede ser obtenida por medio del servidor de localización. Armado con las coordenadas recolectadas del PD y del DD, la CMU le pregunta al sistema de información geográfica (Geographical Information System, GIS) por la mejor ruta para que el doctor pueda llegar al paciente. La CMU entonces envía un mensaje de alarma al DD que contiene las instrucciones necesarias para acceder a la información necesaria de la emergencia en la CMU. El DD contacta a la CMU a través de una red GPRS para obtener toda la información relevante, incluyendo una imagen de CT, junto con la información de la ruta hacia el paciente. A medida que el doctor se aproxima al lugar de la emergencia, el DD se acopla a la red WLAN local del PD. Finalmente, el DD le pide al PD por toda la gama de registros recientes que se han tomado de todas las bioseñales y están almacenadas en el registro médico del paciente.
Este sistema fue evaluado por 15 especialistas en un ambiente hospitalario por un periodo de 10 días. Los resultados en general, probaron la fiabilidad de la arquitectura del sistema y su alineación con toda la amplia gama de prácticas y estándares, también la reacción de los potenciales usuarios fue positiva. [4]

8.2.3. Infraestructura y servicios de telemedicina rural en el Departamento del Cauca, Colombia

Este es un proyecto Colombiano para la implementación de una red telemédica en el departamento del Cauca. El objetivo del proyecto es poner a disposición de los actuales responsables de la salud rural una herramienta para la recolección, análisis y realimentación de la información, que permita mejorar la coordinación, evitar la sensación de aislamiento social y profesional del personal de salud rural, y mantener un sistema de formación continuada de los trabajadores rurales a un coste razonable. El proyecto nace debido a que el municipio de Silvia, en el Departamento del Cauca de Colombia, tiene grandes necesidades identificadas en su red de salud pública que hacen pertinente una solución de telemedicina, además de las dificultades asociadas con su localización. Ubicado en la Cordillera Central de los Andes a altitudes que oscilan entre 2.500 y 3.800 metros, el municipio tiene una población de 6.600 habitantes en su cabecera municipal (18% del total) y 31.400 en el sector rural (82%). En su territorio están localizados 6 resguardos indígenas, de las etnias Guambiana y Paez, que constituyen el 80% de la población, en tanto que el restante 20% es mestizo. En el campo económico sufre altas tasas de desempleo, un turismo afectado gravemente por la presencia episódica de guerrilla y paramilitares, y limitaciones de acceso de la producción agrícola a los mercados. En el campo de la salud, sólo el 35% de la población está afiliado al sistema de seguridad social mediante el régimen contributivo o subsidiado, por lo que el 65% restante carece de

protección directa, y son cubiertos por el sistema público de salud bajo la responsabilidad de la alcaldía municipal. Dos hospitales dan atención en salud a la población del municipio: el Hospital San Carlos en la cabecera municipal, dependiente de la Dirección Departamental de Salud del Cauca, y el Hospital Mamá Dominga en el Resguardo Indígena de Guambía, que es administrado directamente por la comunidad. La ausencia de infraestructuras de telecomunicación supone una grave dificultad para la coordinación sanitaria y produce además una gran sensación de aislamiento social y profesional del personal de salud rural debido al estado de violencia que vive el país, a las deficiencias socioeconómicas y a las difíciles condiciones geográficas y de comunicación.

Por todas estas razones, la Universidad del Cauca, inspirada en los desarrollos tecnológicos y la experiencia del programa EHAS (Enlace Hispano Americano de Salud), ha desarrollado una experiencia piloto de telemedicina rural para ayudar a la mejora de la eficiencia del sistema de salud de la zona. Con el planteamiento de base de usar tecnología apropiada y de bajo coste, se han adoptado soluciones de redes mixtas de voz y datos sobre sistemas inalámbricos VHF y WiFi, y se han instalado servicios de acceso e intercambio de información tales como un sistema de vigilancia epidemiológica informatizado, formación a distancia, referencia y contrarreferencia de pacientes y teleconsulta. [5]

8.2.3.1. Diseño e implementación de la red

Para dicho proyecto los encargados diseñaron e instalaron una red troncal de alta velocidad (2 Mbps), señalada con línea roja continua en la Figura 170, que interconecta a dos hospitales (a través de un repetidor en el Cerro de la Emisora *Namuy Wuam*) con la red de acceso directo a Internet de la Universidad del Cauca en Popayán: San Carlos en la cabecera municipal de Silvia y Mamá Dominga en el Resguardo Indígena de Guambía (también en Silvia). A su vez mismo fueron diseñados dos enlaces más de alta velocidad (líneas rojas discontinuas) que dan acceso al Hospital del Municipio de Jambaló al norte, y a los municipios de Guapi, Timbiquí y López de Micay en la selvática costa pacífica del departamento del Cauca. Esta red WiFi utilizará un repetidor en el cerro Santa Ana en la Cordillera Occidental de los Andes para unir a la Universidad del Cauca con el puesto de salud de la localidad indígena de Agua Clarita (en la selva, a 53 Km del repetidor) y el Hospital Santa Bárbara en Timbiquí (en la costa, a 88 Km del repetidor). Éste a su vez servirá como repetidor para enlazar el Hospital San Francisco de Asís en el municipio de Guapi (a 33 Km) al sur, y los Centros de Salud de Puerto Saija (a 12 Km) y Noanamito (a 29 Km) al norte.

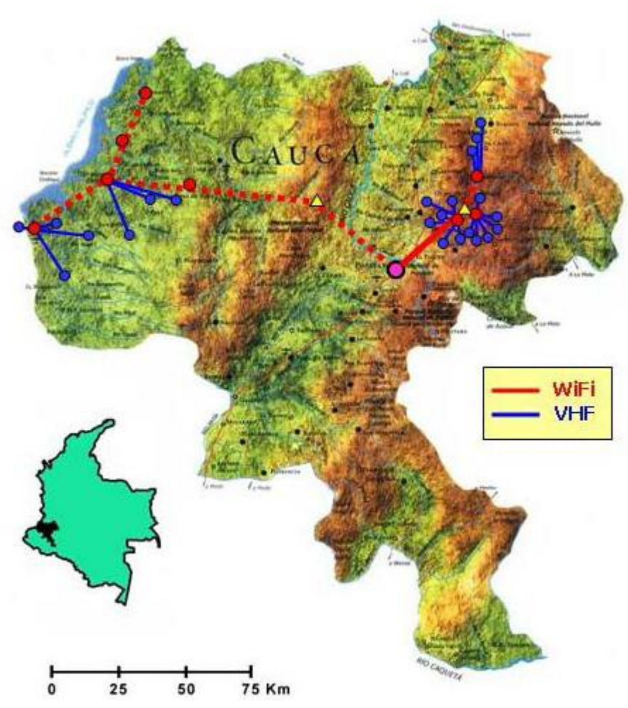


Figura 170. Interconexión de los establecimientos de salud de los municipios de Silvia, Jambaló, Guapi, Timbiquí y López de Micay.
Imagen tomada de http://git.unicauca.edu.co/ehas/docs/Telemedicina%20EHAS-Colombia.pdf

A esta red de alta velocidad se unen, a través de enlaces de transmisión de datos vía VHF (9600 bps) señalados con azul en la figura 170, nueve puestos de salud del Hospital San Carlos (Usenda, Pitayó, Quizgó, Miraflores, Agoyán, Tumburao, Quichaya, Vallenuevo y Santa Lucía), siete del Hospital de Mamá Dominga (El Cacique, La Campana, Juanambú, Santa Clara, El Trébol, Agua Bonita y El Cofre), tres del Hospital de Jambaló (Loma Redonda, Loma Gruesa y La Mina), tres del Hospital Santa Bárbara (Santa María, Santa Rosa de Saija y San Bernardo) y cuatro del Hospital San Francisco de Asís (San Antonio de Guajuí, Chanzará, Limones y Los Naranjos), siguiendo el esquema de conexión que muestra la figura 171. De estos 26 puestos de salud, hay una instalación piloto de cuatro operando en Silvia, y otros nueve fueron instalados en Silvia y Jambaló. Cada puesto de salud cuenta con un computador personal, una impresora de matriz de puntos, un radiomódem Tigertronics BP96-A y un radio de VHF Motorola PRO3100. En los computadores se instala Linux Debian Woody, el entorno gráfico KDE 3.1.4, las utilidades de OpenOffice 1.1.0, el navegador Mozilla 1.0, y AX.25 Proxy para la transmisión de datos por radio. En los hospitales y centros de salud se instala un servidor de comunicaciones que consiste en un computador personal equipado con una tarjeta WLAN Avaya de 11 Mbps para el enlace WiFi, radio-módem y radio VHF para los enlaces con los puestos de salud, y una tarjeta de red para la conexión con la intranet del establecimiento. El servidor tiene instalado Linux Debian Woody habilitado para AX.25 y WiFi, Sendmail para la gestión del correo electrónico, y BIND como servidor de nombres.

Cada establecimiento tiene además un computador cliente en su intranet, configurado con Linux Debian, KDE, OpenOffice y Mozilla.

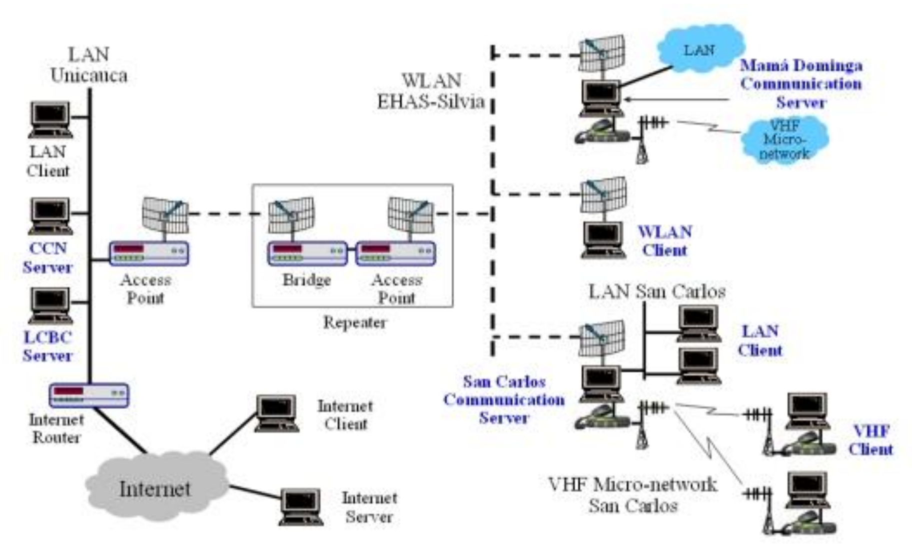


Figura 171. Topología de la red mixta WiFi – VHF de la red EHAS en el Departamento del Cauca

Imagen tomada de http://git.unicauca.edu.co/ehas/docs/Telemedicina%20EHAS-Colombia.pdf

En paralelo con el despliegue de las instalaciones de este proyecto piloto, se llevaron a cabo tareas de investigación y desarrollo entorno al uso de WiFi con el propósito de optimizar las tecnologías empleadas en futuras instalaciones de la red. EHAS tiene ya una cierta experiencia en la realización de enlaces de banda ancha con tecnología IEEE 802.11b de hasta 40 kms de distancia, pero actualmente se planean enlaces de hasta 90 Km en la cosa Pacífica, donde no es posible hacerlo en tramos más cortos por las características del terreno, siendo esto un gran reto para los investigadores. Esta red ofrece a los pacientes los servicios de Vigilancia epidemiológica, Formación continua (educacional), Referencia – contrarrerefencia de pacientes (seguimiento a la historia de un paciente referido desde área rural a urbana), e interconsulta. [6]

8.2.4. Resumen de subcapítulo

En la actualidad cada vez es más común la creación de redes de Telemedicina en países desarrollados, o la ampliación o adhesión de nuevos miembros a las ya existentes. Esta facilidad va de la mano de la disponibilidad tecnológica con la que cuentan dichos países. Además estas redes, como por ejemplo la OTN y EmerLoc, surgen de la unión de grandes centros médicos y educativos, que cuentan con la capacidad de inversión necesaria para la implementación de dichos proyectos. En cambio en un país como Colombia donde además de lo agreste de su geografía con montañas y distintos climas, es un país que poco acceso

tiene a la tecnología necesaria para tener una gran red de Telemedicina actualmente. Aun así hay casos como el de Cauca donde se nota el interés de llevar este gran avance a aquellas personas que más lo necesitan.

REFERENCIAS

[1] http://www.otn.ca/en/otn/who-we-are/
http://www.otn.ca/en/otn/what-we-do/

[2] http://www.otn.ca/en/telehomecare/

[3][4] Doan B. Hoang and, Andrew J. Simmonds. Data Communication and Network Infrastructure. *Biomédical Information Technology*. Edited by David Dagan Feng.
Ed Elsevier. Pag: 245-246

[5][6] http://git.unicauca.edu.co/ehas/docs/Telemedicina%20EHAS-Colombia.pdf

8.3. ESTANDARES, PROTOCOLOS Y NORMAS

El diseño de una red de Telemedicina debe seguir unos patrones establecidos para su diseño e implementación y mantener un buen funcionamiento. Estos estándares consideran desde la parte humana (profesionales, enfermeras, etc), como los aspectos físicos (redes, comunicaciones, almacenamiento, etc.). Las siguientes páginas contienen los estándares que debe seguir una red de Telemedicina en Colombia, y algunos estándares internacionales que se deben seguir.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

8.3.1. Recurso Humano

Se debe contar con Recurso Humano idóneo para prestar servicios de Telemedicina, bajo los siguientes criterios:

1. El Recurso Humano deberá estar acreditado para ofrecer sus servicios según la reglamentación vigente para cada profesión u oficio.
2. La institución deberá certificar que cuenta con personal capacitado para manejar la tecnología utilizada en los procedimientos de Telemedicina.

8.3.2. Captura de información

El mecanismo de captura debe garantizar información equivalente a la original, de manera que su calidad sea reproducida de manera confiable en condiciones comparables a la modalidad de atención convencional.

Criterios:

1. La información capturada debe tener todos los identificadores mínimos contenidos en el Decreto 3374 de 2000, al igual que la información médica mínima requerida para establecer un diagnóstico adecuado.
2. La institución debe definir guías de manejo, protocolos de diagnóstico y manuales de procedimientos para la captura de información.

3. Los parámetros de digitalización y compresión seleccionadas en los equipos para la captura deben posibilitar el diagnóstico. Deben utilizarse los valores mínimos recomendados.
4. El personal de captura debe acreditar una capacitación mínima apropiada en el proceso que utilice, así como un conocimiento del funcionamiento de los equipos.
5. La institución debe seguir un plan de mantenimiento y calibración de los equipos que garantice la calidad de la información capturada, el seguimiento de protocolos y continuidad del servicio.
6. Cualquier periférico de captura que tenga contacto con el paciente debe cumplir con los requisitos mínimos que garanticen la integridad física de este ultimo.
7. Se deberá recurrir en los casos que lo requieran, al uso de dispositivos periféricos similares a los que se dispondrían en una consulta convencional, que puedan ser de ayuda diagnostica para cada especialidad de acuerdo a la normatividad vigente (decreto 2309/02, Resolución 1439/02, Resolución 486 /03 y circular externa aclaratoria N°15).

8.3.3. Almacenamiento

El método de almacenamiento debe garantizar accesibilidad, privacidad, integridad y replicabilidad de la información. El tiempo de almacenamiento de todos los documentos así como su conservación deben estar acorde a la reglamentación legal vigente. Ley 123 de 1981 y Resolución 1995 de 1999.

Criterios:

1. La información que se capture debe ser almacenada de tal manera, que permita el acceso a ella, por parte del equipo tratante, garantizando la privacidad e inalterabilidad de los registros originales.
2. La institución debe definir guías o manuales de procedimientos para el almacenamiento de la información.
3. Debe mantenerse un registro idéntico de la información en el lugar de captura y en el de remisión para garantizar la similitud de los datos.
4. Las políticas de conservación de la información, el medio y la forma de almacenamiento, deben garantizar el adecuado almacenamiento de datos y la posibilidad de reproducibilidad en el tiempo.
5. El uso de compresión, debe garantizar que la información recuperada corresponda al dato, imagen o señal original.
6. La institución deberá tener un plan de contingencia en caso de pérdida de datos, habilitado para su uso en caso de fallas del sistema activo.

7. Todos los eventos y transacciones en desarrollo de la actividad en telemedicina deberán ser registrados y almacenados.
8. Los procesos realizados por medio de la telemedicina deben quedar registrados y ser parte integral de la historia clínica, rigiéndose a la reglamentación vigente para ella.

8.3.4. Transferencia

Utilizar los canales de comunicaciones que técnicamente puedan asegurar una transmisión de datos con calidad.

Criterios:

1. Dimensionar adecuadamente la tecnología de comunicación de acuerdo a la oferta local disponible, a los recursos, y los requerimientos propios del servicio solicitado. La oferta se seleccionará teniendo en cuenta entre criterios como disponibilidad, calidad, seguridad y costos.
2. La institución debe definir las guías o manuales de procedimientos para la transferencia de la información.
3. Se podrá transferir la información en tiempo real o de almacenamiento-envío. De cualquier forma la institución debe protocolizar los casos que requieren el uso de uno o de otro.

8.3.5. Despliegue

Los sistemas de despliegue, reproducción y consulta de la información recibida deben proveer igual condición de interpretación de la información original y verificar la concordancia de la información diagnóstica con la identidad del paciente.

Criterios:

1. La configuración de los equipos de despliegue debe cumplir los estándares mínimos para garantizar la interpretación adecuada de la información por parte del receptor.
2. La institución debe definir las guías o manuales de procedimientos para el despliegue de la información.
3. Se debe contar con procesos de calibración y mantenimiento de los dispositivos de despliegue que garanticen la calidad de la información desplegada.
4. La institución debe acreditar personal capacitado en el manejo de los dispositivos despliegue disponible.
5. La información desplegada debe contener los identificadores mínimos que la individualice y diferencie de otros casos.

8.3.6. Confidencialidad, Seguridad, Autenticación

Garantizar la confidencialidad, privacidad, integridad, consistencia y longevidad de la información.
Criterios:

1. Se debe disponer de mecanismos que permitan garantizar la confidencialidad de la información, independientemente del medio de almacenamiento y de transferencia utilizado. La institución deberá encriptar la información y crear mecanismos de acceso a la misma de acuerdo a políticas institucionales.
2. La institución debe definir las guías o manuales de procedimientos que garanticen la confidencialidad, privacidad y seguridad de la información.
3. Para garantizar la integridad de la información se deberá utilizar mecanismos de firma digital.
4. En el caso de empleo de sistemas de información compartidos o de acceso remoto se deberá mantener un sistema de seguridad y control de acceso a la aplicación según tipo de usuario.

8.3.7. Estándares Internacionales

Para facilitar la comprensión de la información por otros profesionales, se han creado estándares internacionales para la captación, transmisión y recepción de la información biomédica, existen diferentes estándares para imágenes e información médica. A continuación se mencionan los más discutidos y utilizados:

- *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine):* es un estándar industrial para la transferencia de imágenes radiológicas y otras imágenes médicas.
- *HL7 (Health Level 7)*: es un estándar que permite que los sistemas de información para el área de salud desarrollados independientemente puedan interactuar entre ellos.
- CIE-10 (Clasificación Internacional de Enfermedades actualización 10) en donde se clasifican a las enfermedades para propósitos epidemiológicos.
- H.264 es un estándar creado para la codificación de video. Permite ver imágenes nítidas y definidas a partir de archivos pequeños

[1]

8.3.8. Compresión de datos

Para poder realizar una transmisión de buena calidad es importante tener en cuenta el tamaño del archivo(s) de texto, audio o video que se quiere transmitir. Ya que los archivos de menor tamaño se transmitirán más rápido que aquellos que tengan un mayor peso.

La compresión es una tecnica de reducción de tamaño de los ficheros, que permite utilizar menos espacio en la memoria o disminuir el tiempo de transferencia de datos por una red. Suprime la redundancia contenida en la mayoría de los ficheros, la mayoría de los datos, gráficos, imágenes, cuadros y ficheros de texto ordinario producidos por una computadora pueden comprimirse en un número más pequeño de bytes sin pérdida de información.
Es necesario tener presente la posibilidad de pérdida de información que se puede producir en el proceso de compresión/descompresión de datos, imágenes, etc. Estos son importantes para la transmisión de imágenes médicas, debido a que este tipo de pérdidas puede ser inadmisible, puesto afecta el diagnóstico. La compresión de datos permite dos acciones importantes:

1. Almacenar más datos sobre un medio de almacenamiento con capacidad fija o limitada. Uso de menos memoria o almacenamiento.
2. Transmitir datos a mayor velocidad sobre canales de transmisión, uso de tecnologías de red y almacenamiento más lentos y/o baratos. A mayor compresión menos espacio ocupa la imagen pero menos calidad existe.

[2]

8.3.9. Transmisión y Recepción

La transmisión de la información es un hecho esencial que permite realizar a distancia teleconsultas, esta transmisión puede emplear diferentes medios de comunicación, y se elige dependiendo de las necesidades al momento de estar frente al paciente. Se pueden emplear desde los medios de comunicación más sencillos y de bajo costo como el correo electrónico, teléfono, fax hasta los menos disponibles y de alto costo como los enlaces satelitales.
Todos los medios de comunicación tienen cierto ancho de banda, por lo que es importante tener en cuenta que el ancho de banda es la cantidad de información que puede transmitirse por unidad de tiempo. Esto significa que, para transmitir una palabra o una imagen, se debe de entender que “la palabra” tendrá menos cantidad de información que la imagen, por lo que se transmitirá más rápido a un mismo ancho de banda. Es necesario tomar en cuenta que se requieren algunos elementos para que se pueda llevar a cabo la captación, transmisión y recepción de la información en telemedicina como son los periféricos médicos, los medios de comunicación como los cables telefónicos o el enlace satelital, computadoras (hardware y software necesario), personal técnico y médico capacitado, entre otros. [3]

8.3.10. Resumen de subcapítulo

Son muchos los aspectos que se deben considerar al momento de querer desarrollar una red de Telemedicina. Además de los obvios requerimientos tecnológicos que involucra este tipo de proyectos, se deben cumplir con estándares de personal y de tratamiento de la información. Desde su captura y transmisión hasta la recepción por el centro especializado, en todo caso se deben cumplir con normas de funcionamiento mínimas. Además se deben respetar algunos estándares internacionales para que la información pueda ser comprendida por cualquier profesional que tengo acceso a ella. Como generalmente se desea transmitir información lo más rápido posible, se debe entender muy bien los protocolos para compresión, para que no exista una pérdida de información que no permita realizar un diagnóstico y posterior tratamiento. Por último se deben conocer los aspectos importantes de transmisión y recepción, para saber cuál es la manera correcta de realizar ambos procedimientos.

REFERENCIAS

http://gemini.udistrital.edu.co/comunidad/grupos/gitem/PDF_gitem/Telemedicina.pdf

[1][2][3] www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELECARDIOLOGIA**.pdf

8.4. APLICACIONES

La Telemedicina es una rama de la biomédica que surgió ya hace algún tiempo, con aplicaciones muy básicas como la transmisión de consultas psiquiátricas vía telefónica. Pero no es hasta la actualidad con los grandes avances con los que se vive que se puede hablar del inicio de las grandes aplicaciones Telemédicas. Son muchas las aplicaciones que usan la Telemedicina, dentro de las cuales se puede encontrar, dermatología, cardiología, ultrasonido, radiología, cirugías, y muchas otras. Estas aplicaciones hasta ahora se están desarrollando, pero son grandes las expectativas que se tienen con respecto a su desarrollo, debido a que con un proceso adecuado se logrará ofrecer un mejor servicio médico y consecuentemente salvar más vidas. A continuación se hablará de 4 aplicaciones de la Telemedicina, como son: Telecardiología, Teleradiología, Teleultrasonido y por último La Telecirugía.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

8.4.1. Telecardiología

La Telecardiología es la aplicación de la telemedicina a la prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades cardiovasculares. Permite interactuar al personal médico de primer nivel en tiempo real o diferido, y de forma ambulatoria con médicos especialistas cardiólogos para evitar traslados y resolver urgencias. En la actualidad la Telecardiología utiliza estaciones de trabajo que transmiten entre unidades remotas electrocardiogramas de 12 derivaciones, ya sea por medio del uso de redes o por vía telefónica. Por otro lado, las estaciones actuales de trabajo pueden grabar y enviar electrocardiogramas, ecocardiogramas, ruidos cardiacos, sonidos, mensajes hablados e imágenes. La figura 172, muestra el esquema básico de un sistema de Telecardiología.

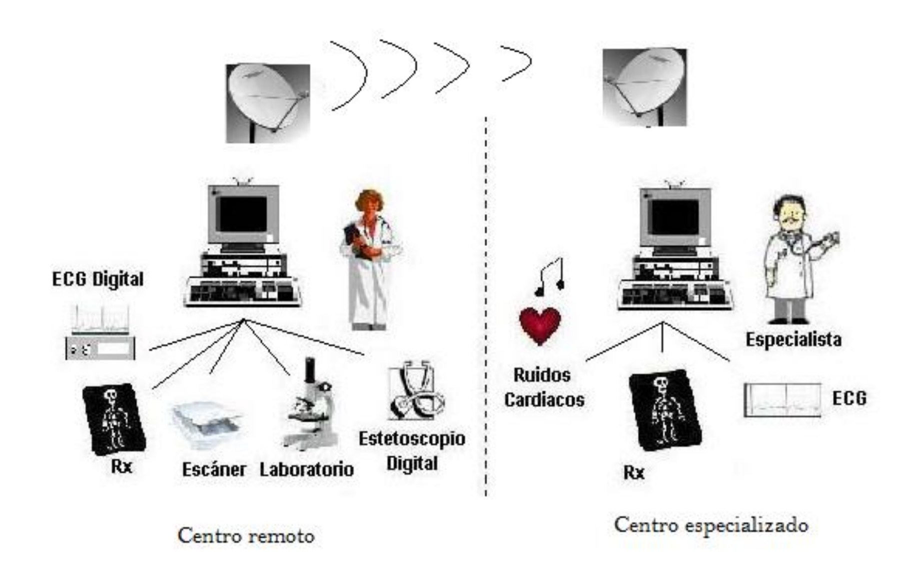


Figura 172. Sistema básico de Telecardiologia

*Imagen tomada de www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELECARDIOLOGIA**.pdf*

Los objetivos de esta aplicación consisten en brindar consulta médica de especialidad e interpretación de estudios de electrocardiología de calidad, así como mejorar el acceso a electrocardiogramas de rutina localizadas en instalaciones remotas, con un costo reducido y proveer educación médica continua a los profesionales de la salud.

El enfoque de la Telemedicina, aplicada en sus diferentes áreas, es dar soporte y ayuda a las comunidades menos favorecidas, sobre todo a aquellas que se encuentran muy alejadas de áreas urbanas y que además carecen de servicios médicos especializados y de equipos diagnósticos adecuados. La Telecardiología está encaminada al diagnóstico, tratamiento y prevención de complicaciones de aquellas enfermedades cardiovasculares que se presentan con mayor incidencia en las comunidades rurales. [1]

8.4.2. Teleradiología

Se define como la transmisión electrónica de imágenes radiológicas desde un lugar a otro con propósitos de diagnósticos, interpretación o consulta. Es el proceso de envío de imágenes entre dos puntos a través de sistemas computacionales mediante transmisión vía red telefónica, área de red amplia o por conexión de área local. Mediante este sistema se pueden enviar imágenes entre dos hospitales o unidades de salud de cualquier parte del mundo, dentro del mismo hospital o institución, esta tecnología se puede para el envió de imágenes radiológicas desde un lugar remoto con difícil acceso a los servicios de salud.

Otra opción es introducir la información en un servidor. Una vez ahí, todos los hospitales que conforman una red, pueden tener acceso a esta información del servidor, así, varios médicos podrán dar un diagnóstico sobre una serie de imágenes. Este sistema permite la

interpretación especializada de las imágenes mediante la digitalización y transferencia de los datos sin necesidad del traslado del paciente o de las placas radiográficas al hospital de referencia.
Entre las ventajas más destacadas de este tipo de tecnología es la disminución de costos entre la toma de la placa radiológica, así como la mejor distribución de productos hospitalarios. Otra ventaja es la digitalización de las imágenes, en computadores o discos de almacenamiento de datos, facilitando la búsqueda de datos de determinado paciente y disminuyendo el espacio físico del archivo.
La Teleradiología es más que el simple método de comunicación para realizar el diagnóstico de las imágenes radiológicas, es el primer paso relevante para trasladar la información médica entre las diferentes instancias de una red amplia de comunicación.
La plataforma básica para la implementación de una red Teleradiológica, depende del condicionamiento y complejidad del servicio que se quiere prestar.
Para el caso de la transmisión de imágenes radiográficas ya digitalizadas, se debe contar básicamente con los componentes estructurales fundamentales de un sistema de telemedicina, teniendo como referencia la información obtenida en las instituciones hospitalarias

Un equipo básico de Teleradiología, figura 173, tiene tres grandes componentes:

1. Un sitio transmisor (envío de imágenes)
2. Una transmisión de imágenes vía red
3. Un sitio receptor (recepción e interpretación de imágenes)

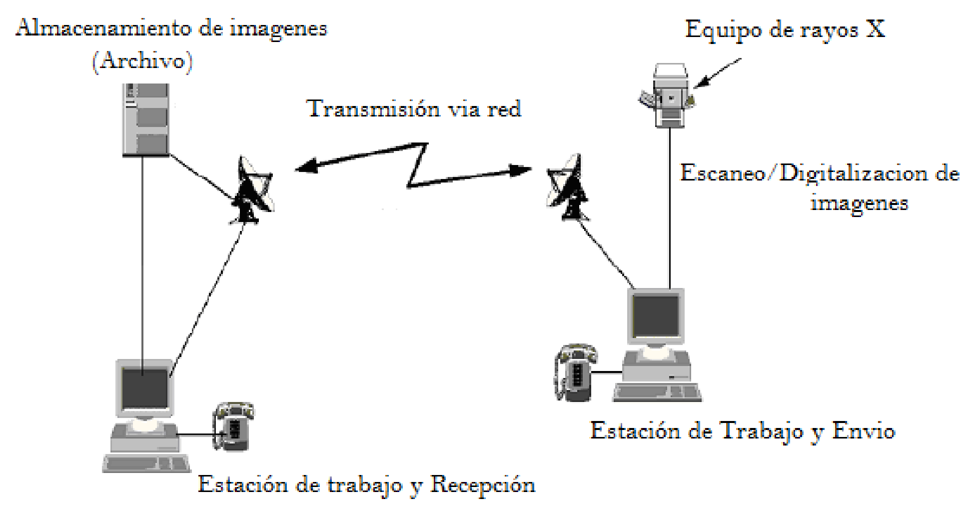


Figura 173. Teleradiología

*Imagen tomada de www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELERADIOLOGIA**.pdf*

Las imágenes radiográficas de los pacientes son tomadas y digitalizadas en el centro de trabajo del sitio de transmisión, las cuales son enviadas a través de la red al sitio receptor, donde se reciben y almacenan las imágenes, estas a su vez son revisadas por médicos especialistas y estos hacen la realimentación con el sitio transmisor emitiendo un posible diagnóstico por imagen y una posibilidad terapéutica. Es por esto que los sistemas de Teleradiología deben ser compatibles, tanto para la digitalización de las imágenes como para el envío de las mismas. [2]

8.4.3. Teleultrasonido

Esta aplicación de la Telemedicina permite que las imágenes de ultrasonido sean transmitidas hacia otro lugar para apoyo diagnóstico. Permite proveer de servicios de ultrasonido a localidades remotas, sin que el paciente tenga que dejar su comunidad. El Teleultrasonido provee además un aumento en los servicios de ultrasonido sin reemplazar los existentes. El Teleultrasonido, usa telecomunicación asíncrona para transmitir imágenes digitales e información de texto entre dos diferentes localidades ó más.
Los sistemas de Teleultrasonido pueden ser integrados al Sistema PACS (Picture Archiving System) para proveer un mecanismo efectivo para el archivo y manejo de imágenes de diagnóstico de ultrasonido. A continuación se muestra un sistema típico de Tele-ultrasonido, figura 174.

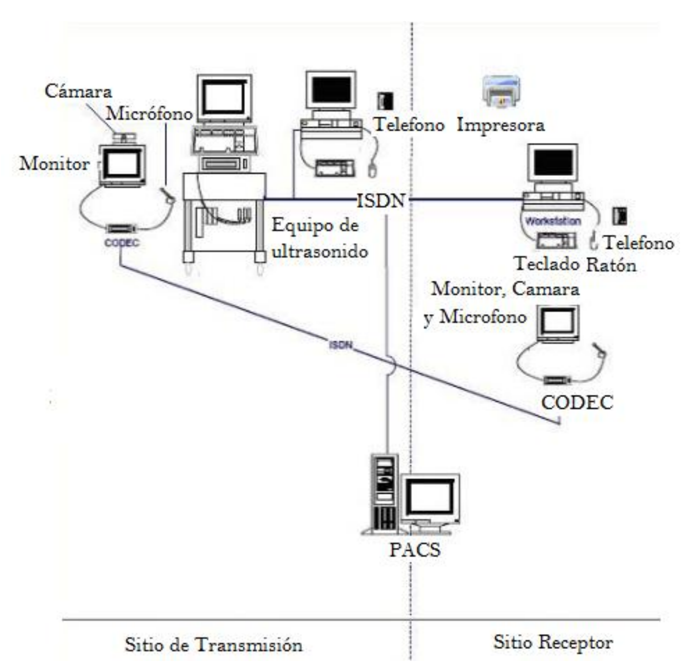


Figura 174. Equipo típico de Teleultrasonido

*Imagen tomada de www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELEULTRASONIDO**.pdf*

Este diagrama se divide en dos áreas principales; la de transmisión y recepción, además del sistema de PACS intermedios que pueden ser de transmisión o de recepción. El sitio de transmisión consiste en un equipo de ultrasonido con un computador que captura y digitaliza imágenes estáticas y software para archivarlas; la estación de trabajo para almacenamiento temporal y visualización de imágenes y PACS para almacenamiento permanente e impresión.

Para video transmisión en vivo, el equipo de Teleultrasonido está conectado a un CODEC que tiene un monitor, una cámara y micrófono. La estación de trabajo y teléfono están localizados en un cuarto privado, para permitir la discusión privada entre los médicos y el ultrasonografista ó radiólogo. [3]

8.4.4. Telecirugía

Si una persona tiene una emergencia médica que es necesaria una cirugía y el mejor doctor se encuentra a ciento de millas o en otra ciudad no existirá ningún problema ya que dicho doctor podrá realizar la operación a través de telepresencia.

La telecirugía, figura 175, permite al cirujano operar o guiar una operación remotamente. El sistema que permite efectuar este tipo de cirugía cuenta con un brazo robot equipado con un endoscopio, cauterizador y un dispositivo coagulante, dos videos alimentados con los datos correspondientes que pasan desde la sala de operaciones hasta el lugar remoto donde se encuentra el cirujano uno es una vista de la sala de operaciones y el otro exhibe la imagen del paciente.

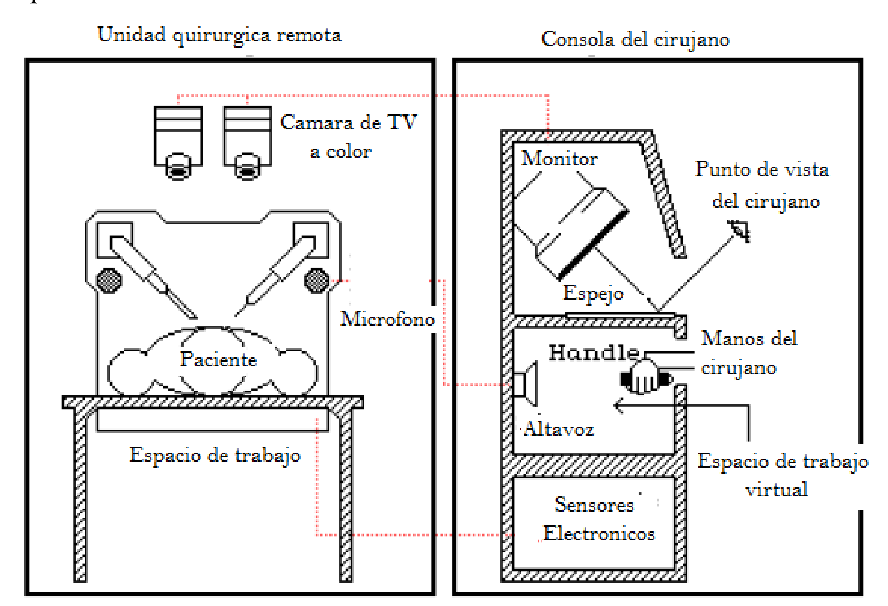


Figura 175. Concepto de Telecirugía

Imagen tomada de http://www.disa.bi.ehu.es/spanish/asignaturas/17223/ESTUDIO_TELECIRUGIA.pdf

Actualmente el uso de la tecnología en la medicina es inevitable ya que los constantes desastres naturales y la evolución de las armas aumentan la necesidad de una mayor eficiencia y rapidez tanto en las consultas como las intervenciones quirúrgicas.
Cuando se presenta una urgencia médica que implica cirugía el tiempo es un factor importante ya que el consumo de mucho tiempo implica la muerte de una persona. Por tal razón no se debe perder dicho tiempo en el traslado del paciente a una unidad médica especializada o del doctor al lugar donde se encuentra el paciente.
La telecirugía tiene la virtud de llevar la atención médica a áreas remotas donde se puede efectuar consultas quirúrgicas en tiempo real desde cualquier parte de la Tierra, incluso a través de conexiones vía satélite. [4]
Componentes de la telecirugía

8.4.4.1. Estación de trabajo telequirúrgico

La completa estación de trabajo para realizar una telecirugía incorporará dos manipuladores robóticos con hábil destreza y sentidos tangibles, dispositivos maestros con fuerza y retroalimentación tangible, imágenes perfeccionadas y sistemas de video en tercera dimensión, todos estos componentes controlados a través de computadores.

8.4.4.2. Manipuladores

- *Endo-plataforma:* un endoscopio es típicamente un tubo flexible de 70 a180 cm de longitud de 11milimetros de diámetro. En la actualidad las herramientas endoscópicas son posicionadas mediante el desplazamiento de adentro hacia fuera. El Endo-platform, diseñado por Jeff Wendlant, permitirá el más fino control de las ubicaciones de las herramientas endoscópicas.

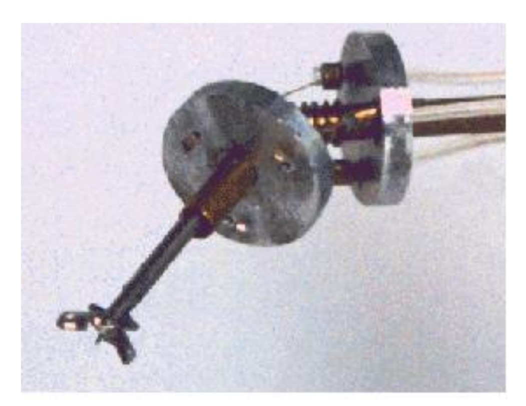


Figura 176. Endo-platform con pinzas para biopsia

Imagen tomada de http://robotics.eecs.berkeley.edu/médical/endotool.gif

- *Manipuladores laparoscópicos:* los sujetadores de agujas comunes y otras herramientas transmiten los movimientos de la mano del cirujano mediante mecanismos pasivos. A medida que los instrumentos se deslizan y giran a través del punto por el cual entran en la pared del cuerpo, estos instrumentos son manipulados con cuatro grados de libertad. Consecuentemente, el cirujano puede alcanzar puntos dentro de un volumen tridimensional pero no tiene el control completo de la orientación. Para tareas simples esto no es un gran impedimento, pero para tareas más complejas como la sutura es de extrema dificultad.

[5]

8.4.4.3. Interfaces humanas

Las interfaces humanas son una parte crucial de la estación de trabajo para la telecirugía. Es importante proporcionar al cirujano (con una interfaz intuitiva) el control del manipulador y el recibimiento de la realimentación, restaurando la destreza y la sensación correspondientes de abrir en una cirugía convencional. [6]

8.4.4.4. Surgical Master (maestro quirúrgico)

El maestro quirúrgico, el cual tiene 7 grados de libertad, es la interfaz primaria entre el cirujano y la plataforma de cirugía laparoscopica, proporcionando fuerza y retroalimentación táctil. [7]

8.4.4.5. Guante

Se ha desarrollado un prototipo de guante como dispositivo que siente la posición de los dedos y la muñeca del cirujano a través de los sensores del índice, pulgar y el de los movimientos de la muñeca, el guante proporciona un significado más natural del control que las actuales herramientas de mínima invasión. [8]

8.4.4.6. Sensores de tacto

La sensación del tacto es extremadamente importante en una cirugía abierta ya que permite al cirujano sentir las estructuras encajadas en el tejido. Importantes recipientes y ductos están usualmente cubiertos dentro de tejidos conectados, el teletacto permite sensaciones y muestra la información del tacto al cirujano. [9]

8.4.4.7. Visualización

Una correcta visualización de la cirugía es esencial para el cirujano. Los actuales sistemas usan una simple cámara monoscópica, la cual limita la ejecución de una hábil manipulación. [10]

8.4.5. Resumen de subcapítulo

Las aplicaciones de la Telemedicina como las estudiadas, Telecardiología, Teleradiología, Teleultrasonido, y Telecirugía, tienen como finalidad dos aspectos, reducir los costos de cualquier consulta o intervención, y lograr una agilización en los procesos diagnósticos y de tratamiento. En los tres primeros casos, no se hace necesario el traslado de un paciente al que se le han realizado dichas pruebas, o presenta alguna complicación con respecto a su enfermedad, puesto que la ayuda del especialista se le puede administrar vía red Telemédica. En cambio la Telecirugía es una aplicación un poco más avanzada, puesto que involucra sistemas robóticos en su funcionamiento, con los avances actuales ya es posible realizar operaciones desde miles de kilómetros de distancia, pero aun se espera mucho mas, para cuando se cuente con sistemas aun más avanzados y precisos.

REFERENCIAS

[1] www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELECARDIOLOGIA**.pdf

[2] w*ww.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELERADIOLOGIA**.pdf*

[3] www.cenetec.gob.mx/cd_inter/telemedicina/**TELEULTRASONIDO**.pdf

[4][5][6][7][8][9][10]http://www.disa.bi.ehu.es/spanish/asignaturas/17223/ESTUDIO_TELECIRUGIA.pdf

9
EQUIPOS HOSPITALARIOS

9.1. MARCAPASOS

Cada latido individual del corazón es en realidad una serie de movimientos musculares, provocados por impulsos eléctricos. La primera señal eléctrica proviene del marcapasos natural del propio corazón, el nódulo sinoauricular, formado por células eléctricamente activas y situado en la cámara derecha superior del corazón. Este nódulo envía un torrente firme de señales eléctricas a lo largo de una senda que atraviesa las cámaras superiores del corazón. Las señales viajan entonces al puente eléctrico, el nódulo auriculoventricular, situado entre las cámaras superiores e inferiores, y, finalmente, a las cámaras inferiores. Un problema en cualquier punto del circuito eléctrico puede causar estragos en el latido regular del corazón. Por suerte, un marcapasos artificial, un dispositivo pequeño a batería, puede reemplazar al propio sistema eléctrico del corazón cuando es necesario. En este subcapítulo se hablará de qué consiste este dispositivo, razones de su uso y cuidados que debe tener aquella persona que necesita de su uso.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.1.1. Funcionamiento del marcapasos natural

Los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco (el miocardio) estimulan el latido (contracción) del corazón. Esta señal eléctrica se origina en el nódulo sinusal o sinoauricular (SA), figura 177, ubicado en la parte superior de la cavidad superior derecha del corazón (la aurícula derecha). El nódulo SA también se denomina el "marcapasos natural" del corazón.

Cuando este marcapasos natural emite un impulso eléctrico, éste estimula la contracción de las cavidades superiores del corazón (las aurículas). A continuación, la señal pasa por el

nódulo aurículoventricular (AV). El nódulo AV detiene la señal un breve instante y la envía por las fibras musculares de las cavidades inferiores (los ventrículos) estimulando su contracción.

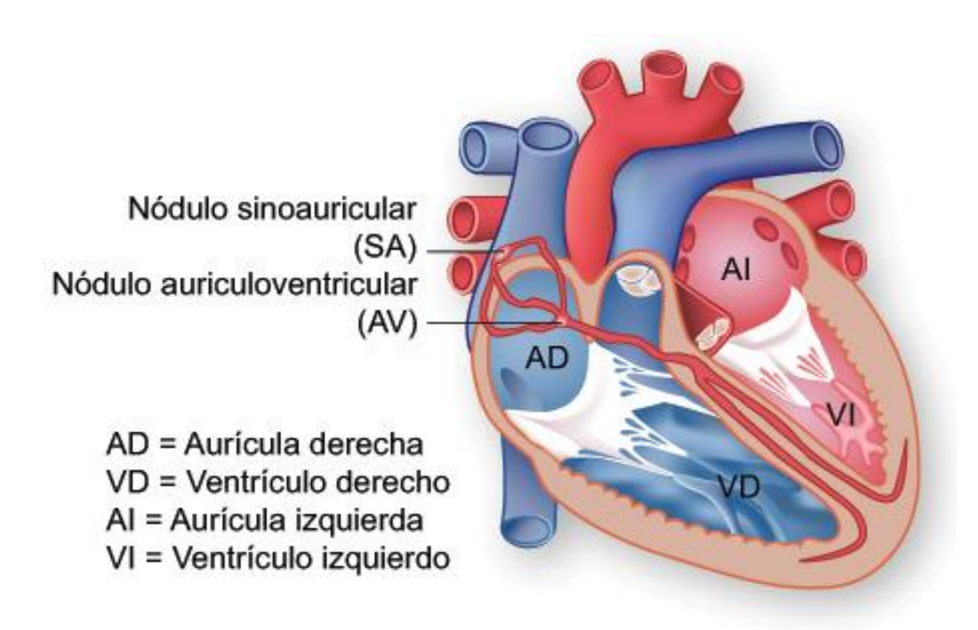


Figura 177. Sistema de conducción eléctrico del corazón

Imagen tomada de http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Proced/pacemake_sp.cfm

El nódulo SA envía impulsos eléctricos con una frecuencia específica pero, aun así, la frecuencia del corazón podría variar según las exigencias físicas o el nivel de estrés o debido a factores hormonales. A veces el nódulo SA no funciona bien, ocasionando latidos demasiado rápidos, demasiado lentos o irregulares. En otros casos, las vías de conducción eléctrica del corazón se encuentran bloqueadas, lo cual también puede ocasionar un ritmo cardíaco irregular. [1]

9.1.2. Marcapasos implantable

El marcapasos es un pequeño dispositivo alimentado por una batería que ayuda al corazón a latir con un ritmo constante. Los marcapasos pueden ayudar a regular el ritmo del corazón en casos de frecuencia cardíaca lenta, rápida o irregular, o de bloqueo en el sistema de conducción eléctrica del corazón. El marcapasos puede estimular las cavidades superiores del corazón (las aurículas), las cavidades inferiores (los ventrículos) o ambas.

Los marcapasos también pueden utilizarse para impedir que el corazón genere impulsos o envíe impulsos de más.

El marcapasos es aproximadamente del tamaño de una caja de fósforos y consta de dos partes:

- Un generador de impulsos, que incluye la batería y varios circuitos electrónicos.

- Alambres o cables denominados electrodos, que se fijan a la pared del corazón. Según las necesidades del paciente, el marcapasos puede tener uno o dos electrodos.

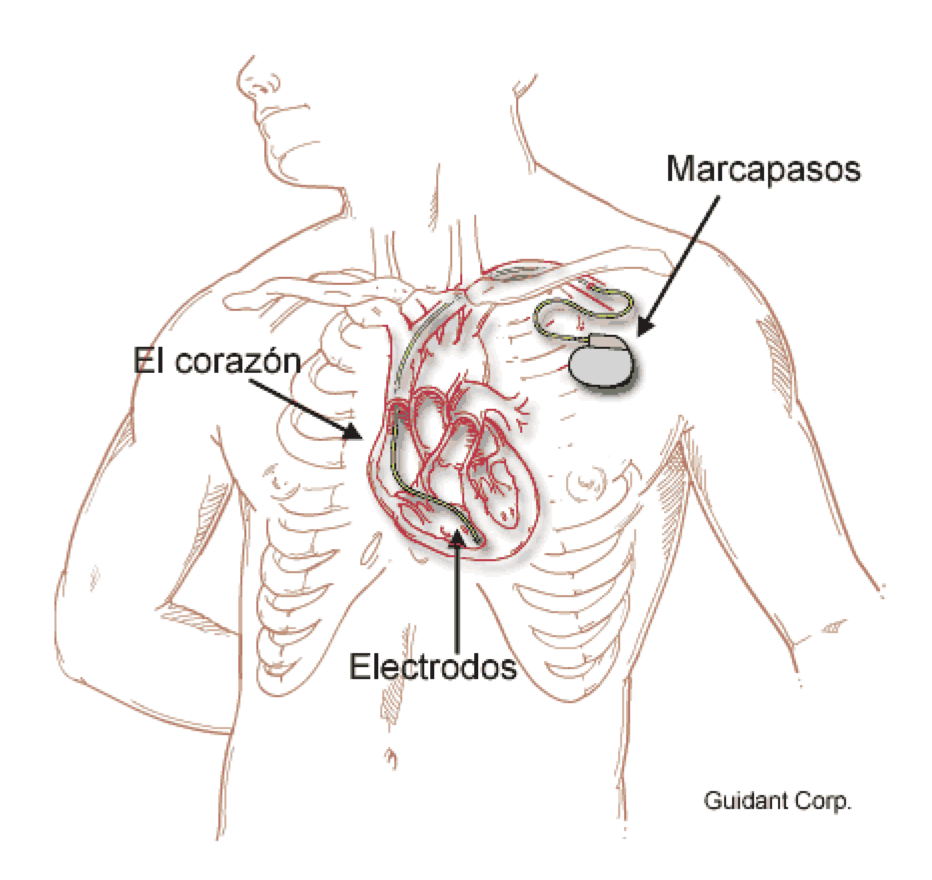


Figura 178. Localización del marcapasos

Imagen tomada de http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Proced/pacemake_sp.cfm

El marcapasos se implanta cerca de la clavícula. Si sólo se necesita un electrodo, éste se coloca en la cavidad inferior derecha (el ventrículo derecho). Si se necesitan dos electrodos,

el segundo se coloca en la cavidad superior derecha (aurícula derecha). A continuación, se conectan los electrodos al marcapasos. La mayoría de las intervenciones de implantación de marcapasos se realizan bajo anestesia local, es decir que el paciente permanece despierto durante el procedimiento y se anestesia la zona donde se implantará el marcapasos para que no sienta incomodidad. El procedimiento típicamente toma una o dos horas.

Una vez implantado el marcapasos, los electrodos transmiten las señales del corazón. El generador de impulsos "lee" estas señales y la batería envía impulsos eléctricos al corazón para estimularlo rítmicamente. La mayoría de los marcapasos pueden detectar el ritmo cardíaco y apagarse cuando la velocidad de los latidos es superior a un nivel determinado. Se vuelven a encender cuando el latido es demasiado lento. Estos tipos de marcapasos se denominan marcapasos a demanda. [2]

9.1.3. Conceptos fundamentales

- *Intensidad o amplitud (OUT-PUT):* es la intensidad del estímulo eléctrico generado por el marcapasos. Su valor ha de ajustarse para que sea capaz de despolarizar el miocardio (en el monitor se vera una espiga seguido de una onda eléctrica). En los modelos externos puede verse un indicador que señala el estímulo ("PACE"). Su valor suele programarse entre 1 y 20 miliamperios.

- *Sensibilidad:* el marcapasos reconoce la actividad eléctrica espontánea del corazón desde un umbral que es programado, que se denomina sensibilidad y se expresa en milivoltios. Normalmente se programa un valor menor de 6 milivoltios, y en los dispositivos externos puede apreciarse una señal luminosa que indica la detección de la actividad eléctrica espontánea del paciente ("SENSE").

- *Frecuencia:* es la frecuencia de estimulación programada del marcapasos, si la frecuencia cae por debajo de ese valor, el marcapasos comienza a funcionar. Depende de la edad y se puede ir subiendo el valor si se quiere que el sujeto esté con frecuencias cardíacas mayores de las conseguidas con los inotrópicos, comprobando así el efecto de frecuencias mayores en el gasto cardíaco.

- *Intervalo aurícula-ventricular:* es el tiempo en milisegundos entre la estimulación auricular y la ventricular. Debe cambiarse según la frecuencia programada en el marcapasos, algunos marcapasos la ajustan automáticamente. Entre 50 y 300 milisegundos.

- *Seguimiento auricular:* Es la capacidad del marcapasos de estimular el ventrículo después de una onda auricular espontánea, una vez transcurrido el intervalo A-V programado.

- *Símbolos.* según el código NASPE/BCG (North American Society of Pacing and Electrophisiology / British Pacing Group). La primera letra identifica la cámara o cámaras donde es entregado el estímulo, pudiendo ser A si es el de la aurícula, V si es el del ventrículo o D (dual) si son ambas. La segunda letra describe donde sensa el marcapasos, pudiendo ser A para auricular, V para ventricular, D dual ambas cámaras u O si no hay sensado. La tercera letra mecanismo de acción. La respuesta al sensado puede ser inhibición, disparo, ambas o ninguna. O: Asincrónico: el marcapasos actúa independientemente de la actividad eléctrica del paciente. I: Inhibido: el marcapasos no estimula si la frecuencia del paciente es superior a la programada. T: Sensado: El marcapasos es estimulado por la señal detectada. D: inhibido y sensado.

[3]

9.1.4. Requerimientos de mantenimiento

Tras la implantación del marcapasos, el paciente debe ir al médico para realizarse chequeos periódicos. Los marcapasos también pueden revisarse por teléfono. Esto se denomina "monitoreo transtelefónico". Los marcapasos se revisan con un dispositivo denominado "programador", cuando se coloca el programador encima del marcapasos, puede obtenerse información sobre su funcionamiento. El programador también puede usarse para cambiar los controles del marcapasos.

La batería del marcapasos típicamente dura unos 7 u 8 años. Cuando la batería se agota, debe implantarse un nuevo marcapasos. La intervención para explantar el marcapasos viejo y colocar uno nuevo típicamente requiere anestesia local. En la mayoría de los casos no es necesario cambiar los electrodos originales. [4]

9.1.5. Tipos de marcapasos

Hay tres tipos básicos con propósitos diferentes:

- *Marcapasos de una sola cámara:* En un marcapasos de una sola cámara, se coloca un sólo cable en una cámara del corazón. A veces se pone en una cámara superior o aurícula, y otras veces en una cámara inferior o ventrículo.

- *Marcapasos de dos cámaras:* En los marcapasos de dos cámaras, se colocan cables en dos cámaras del corazón. Uno le marca el ritmo a una aurícula y el otro a un ventrículo. Este método coincide más con la regulación natural del ritmo del corazón. Este tipo de marcapasos permite coordinar el funcionamiento entre las aurículas y los ventrículos.

- *Marcapasos sensibles al ritmo:* Estos marcapasos tienen sensores que hacen ajustes automáticamente según los cambios en la actividad física de una persona.

- *Otros dispositivos:* Algunos dispositivos, como los cardioversores desfibriladores implantables (CDI), diseñados principalmente con otros fines, pueden funcionar como marcapasos en ciertas situaciones.

[5]

9.1.6. Razones de su uso

Los marcapasos pueden recomendarse para varias condiciones, entre ellas:

- *Bradicardia:* condición en la que el corazón late demasiado lento, causando síntomas como fatiga, vértigo o episodios de desmayo. La bradicardia puede ser causada por el desgaste propio de la edad o por condiciones como el síndrome del seno enfermo o el bloqueo cardíaco.

- *Fibrilación auricular:* trastorno común del ritmo del corazón en el que sus cámaras superiores laten de forma rápida y caótica. A veces, las personas con fibrilación auricular también pueden tener ritmos lentos. Los medicamentos para controlar la fibrilación auricular pueden causar ritmos lentos que se tratan con marcapasos.

- *Insuficiencia cardíaca:* condición en la que el latido del corazón no es suficiente para suministrar un volumen normal de sangre y oxígeno al cerebro y otras partes del cuerpo. Un marcapasos especial puede programarse cuidadosamente para aumentar la fuerza de las contracciones del músculo cardíaco. A esto se lo llama "terapia de resincronización biventricular".

- *Sincope:* condición mejor conocida como desmayo común, normalmente no es seria. Algunos pacientes se desmayan cuando el ritmo de su corazón se vuelve demasiado lento. Para un porcentaje bajo de personas que sufren episodios serios y frecuentes de desmayo, un marcapasos puede impedir que el ritmo del corazón baje al punto de causar desmayo.

[6]

9.1.7. Dispositivos que no afectan y afectan el funcionamiento del marcapasos

La Asociación Americana de Corazón (AHA) advierte que las personas con marcapasos deben ser conscientes de lo que haya a su alrededor y de todo aparato que pueda afectar al funcionamiento del marcapasos. Los aparatos a continuación **no** afectan ni dañan los marcapasos. La mayoría de la gente puede tener contacto con estos aparatos sin necesidad de preocuparse.

- Radios de banda civil
- Taladradoras eléctricas
- Mantas eléctricas
- Afeitadoras eléctricas
- Radios de aficionados
- Almohadillas eléctricas
- Detectores de metales
- Hornos de microondas
- Transmisores de televisión
- Controles remotos de televisión
- Aparatos de rayos X
- Equipos de seguridad aeroportuaria

Los aparatos a continuación **sí** afectan a los marcapasos. Los marcapasos podrían no funcionar correctamente al entrar en contacto con estos dispositivos.

- Grupos electrógenos
- Equipos para soldar
- Algunos aparatos utilizados por los dentistas
- Máquinas de resonancia magnética
- Máquinas de radioterapia para el tratamiento del cáncer
- Equipos pesados o motores con imanes potentes

[7]

9.1.8. Resumen de subcapítulo

El marcapasos es uno de los dispositivos implantables que mas salva vidas anualmente, puesto que regula las patologías cardiacas que causan los infartos. El marcapasos es un pequeño dispositivo alimentado por una batería que ayuda al corazón a latir con un ritmo constante. Los marcapasos pueden ayudar a regular el ritmo del corazón en casos de frecuencia cardíaca lenta, rápida o irregular, o de bloqueo en el sistema de conducción eléctrica del corazón. Dichos dispositivos son usados cuando el paciente posee Bradicardia, Fibrilación auricular, Insuficiencia cardíaca, o Sincope. En general los equipos electrónicos no afectan el funcionamiento del marcapasos, aunque existen algunos casos en los que el portador debe tener especial cuidado, principalmente los que tienen que ver con campos magnéticos, como una máquina de resonancia magnética.

REFERENCIAS

[1][2][7]http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Proced/pacemake_sp.cfm

[3]http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2005II/marcapasos/paginas/CLASES.htm

[4][5][6] http://www.hrspatients.org/patients/espanol/Spanish_Pacemaker.pdf

9.2. DESFIBRILADOR

El uso de electricidad para el tratamiento de las arritmias cardiacas es bastante común hoy en día, y el desfibrilador/cardioversor es un aditamento indispensable para el manejo de arritmias potencialmente fatales en urgencias; su uso se ha extendido hasta nivel prehospitalario. La fibrilación auricular o ventricular es producto de una despolarización y repolarización aleatoria del miocardio, lo que produce actividad caótica del miocardio, lo cual impide la contracción coordinada dando un patrón de bombeo irregular e inefectivo, lo que produce un gasto cardiaco cercano a cero en el caso de la fibrilación ventricular (FV). La ausencia de pulso disminuye los niveles de oxígeno hasta un punto crítico en el cual hay daño celular irreversible, que corresponde al sustrato de la muerte cardiaca súbita. En el presente subcapítulo se trabajarán los conceptos de fibrilación y desfibrilación. Se explicarán las bases del desfibrilador. Por último se trabajarán los tipos de desfibriladores, externo e interno.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.2.1. Fibrilación

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia más prevalente en los servicios de urgencias, siendo responsable de más del 3% de las urgencias generales y de más del 10% de los ingresos en el área médica. Además es una enfermedad grave, ya que duplica la mortalidad y posee una elevada morbilidad, relacionada fundamentalmente con el desarrollo de insuficiencia cardíaca y de tromboembolismo arterial. Así, el riesgo de ictus[34] es 5 veces superior, con mayor mortalidad, discapacidad residual y recurrencias que los accidentes isquémicos de otras. Al mismo tiempo, es conocido que la probabilidad de terminar esta arritmia y de recuperar el ritmo sinusal es mayor cuanto más pronto sea la actuación terapéutica. [1]
Los avances en el conocimiento de la epidemiología, la etiopatogenia, las nuevas terapias y los resultados de los grandes ensayos clínicos han modificado sustancialmente el conocimiento y el manejo de la fibrilación auricular (FA). Estos avances han mejorado la conducta sobre el control de la frecuencia, las diferentes formas de conversión al ritmo sinusal y su mantenimiento, así como las medidas más apropiadas para evitar los fenómenos tromboembólicos relacionados con la FA.

[34] El ictus es una enfermedad cerebrovascular que afecta a los vasos sanguíneos que suministran sangre al cerebro. También se la conoce como Accidente Cerebro Vascular (ACV), embolia o trombosis.

La ablación por radiofrecuencia de la FA (y la cirugía en casos especiales) ocupan en la actualidad un lugar cada vez más destacado. Varios ensayos clínicos han demostrado que el control de la frecuencia, comparado con el control del ritmo, es una alternativa adecuada en un grupo importante de pacientes en lugar de utilizar tratamientos farmacológicos y no farmacológicos agresivos para mantener el ritmo sinusal. El avance más significativo en la disminución de la mortalidad y la morbilidad de la FA se debe a la terapéutica anticoagulante bien indicada y controlada.
La fibrilación ventricular es eléctricamente similar a la fibrilación auricular, salvo que tiene un pronóstico mucho más grave. En la fibrilación ventricular, los ventrículos simplemente se estremecen y no llevan a cabo contracciones coordinadas. Debido a que el corazón no bombea sangre, la fibrilación ventricular es una forma de paro cardiaco y es mortal, a menos que sea tratada de inmediato. [2]

9.2.2. Desfibrilación

La aplicación de electricidad para desfibrilar el corazón tal y como se conoce en la actualidad es un descubrimiento del médico y premio Nobel de la Paz Bernard Low, quien en 1961 descubrió que la corriente eléctrica continua era efectiva para desfibrilar el corazón. Pero el intento de reanimar a las víctimas de un paro cardíaco data de muchos años atrás. Los primeros pasos de la investigación se dieron en 1889 cuando Prevost y Batelli hallaron que grandes voltajes eléctricos aplicados al corazón de un animal ponían fin a la fibrilación ventricular, y en 1947 se realizó la primera desfibrilación exitosa en un ser humano, cuando Beck aplicó 60 Hz de corriente alterna en el corazón de un paciente de 14 años que estaba siendo sometido a una intervención cardíaca. En los años cincuenta, a partir de la investigación de Kowenhoven, se empezaron a aplicar electrodos en la pared torácica, pero la revolución llegó en 1961 cuando se utilizó corriente continua y no alterna, más eficaz y con menos efectos secundarios.

El paciente adulto en paro cardiaco generalmente presenta un ritmo de FV o de taquicardia ventricular (TV) sin pulso y el resultado es un corazón con un infarto agudo en evolución. La respuesta que se desencadena es un latido ventricular ectópico prematuro que se localiza justo en un área eléctrica vulnerable de la contracción (fenómeno de R en T), que dispara una oleada de contracciones miocárdicas caóticas que comprometen la vida del paciente. Las Guías 2000 de la Asociación Americana del Corazón (American Heart Association) enfatizan la necesidad de la desfibrilación en todo paciente en FV o TV sin pulso, por encima de cualquier otra maniobra de reanimación. La supervivencia por cada minuto de demora en desfibrilar a estos pacientes desciende 7-10% por minuto, con 90% de éxito al suministrar la descarga en el primer minuto. Todo el personal de la salud debe conocer el manejo de un desfibrilador automático externo (DEA) y debe ser capaz de emplearlo en una emergencia tanto intra como extrahospitalaria, donde éste se encuentre

disponible. Asimismo, los médicos de urgencias y aquellos que manejan servicios de pacientes hospitalarios deben poseer conceptos básicos sobre el manejo de los desfibriladores/cardiovertores convencionales.

El desfibrilador es un aparato que emite una descarga eléctrica no sincronizada (esto es en cualquier punto eléctrico del ciclo cardiaco) en un intento por causar una despolarización completa del miocardio que permita al nodo sinusal, o al nodo predominante del paciente, retomar el comando del ritmo cardiaco, con recuperación del gasto cardiaco. [3]



Figura 179.Desfibrilador

Imagen tomada de Tacker, W. A. " External Defibrillators." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Pag 1473.

9.2.3. Desfibrilador clínico

El diseño del desfibrilador ha sido el resultado de investigaciones médicas y fisiológicas, y de avances en la tecnología de hardware. La importancia de la rápida respuesta ha llevado al desarrollo de desfibriladores portables, operados a batería y más recientemente aun, el desarrollo de desfibriladores automáticos, que permite la respuesta a una urgencia clínica con un mínimo entrenamiento. Todos los desfibriladores de la actualidad almacenan energía en capacitores. Las especificaciones deseables de dichos capacitores incluyen, pequeño tamaño, peso ligero, y la capacidad de mantener miles de voltios y muchos ciclos de carga y descarga.

La figura 180 muestra un diagrama de bloques para los desfibriladores. La mayoría tienen un monitor ECG integrado y un sincronizador (líneas punteadas) aunque es opcional su uso. Cuando se posee el monitor integrado se aumenta la velocidad de diagnóstico de arritmias potencialmente fatales, especialmente cuando el ECG es monitoreado a través de los mismos electrodos que son usados para aplicar el *shock* del desfibrilador. La gran

preponderancia de los desfibriladores para la desfibrilación del trans-pecho entrega choques con una forma de onda sinusoidal producida por la descarga de un circuito de RCL o una forma de onda truncada de decaimiento exponencial (a veces llamada trapezoidal). Las formas de onda generadas por los desfibriladores RCL dependen de la resistencia del paciente, como también de la capacitancia para almacenamiento de energía y la resistencia e inductancia del inductor. Cuando se descargan en una carga de 50 Ω (para estimular la Resistencia del paciente), los desfibriladores de este tipo producen ya sea una forma de onda críticamente amortiguada o una forma de onda seno subamortiguada, figura 181. [4]

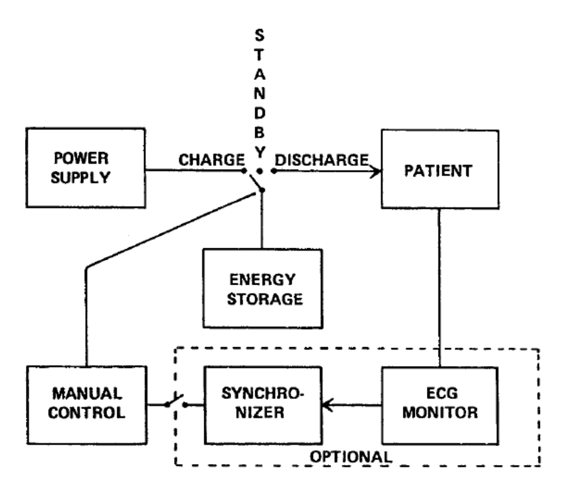


Figura 180. Diagrama de bloques de un desfibrilador típico

Imagen tomada de Tacker, W. A. " External Defibrillators." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Pag 1475.

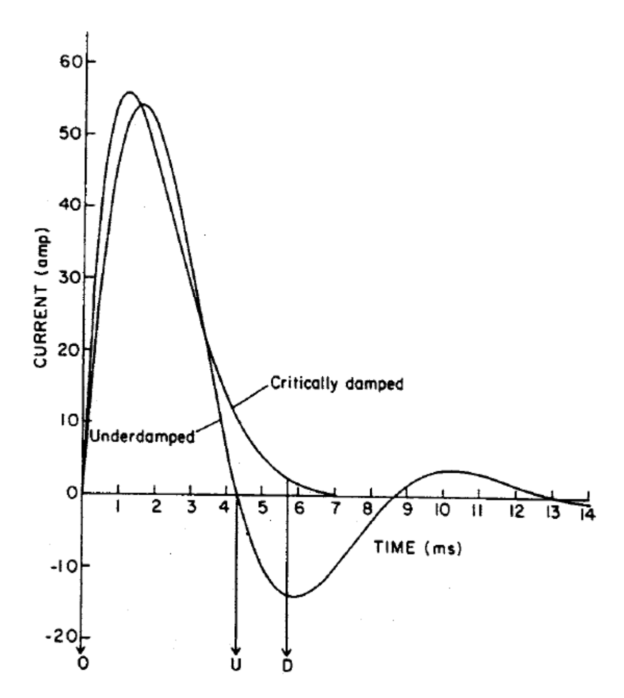


Figura 181. La forma de onda seno amortiguada. El intervalo O-D representa la duración para la críticamente y sobre amortiguadas ondas seno. Para el momento D, más del 99% de la energía ya ha sido entregada. El intervalo O-U se toma como la duración de una forma de una seno subamortiguada.

Imagen tomada de Tacker, W. A. " External Defibrillators." The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Pag 1475.

9.2.4. Desfibrilador Externo Automático (DEA)

Un DAE, figura 182, es un dispositivo electrónico portátil que diagnostica automáticamente en un paciente las arritmias cardiacas con peligro potencial de muerte causadas por la fibrilación ventricular y la taquicardia ventricular. Permite tratar al paciente mediante la desfibrilación, que consiste en aplicar una terapia eléctrica que detiene la arritmia, permitiendo al corazón restablecer un ritmo eficaz. El uso de los DEA es simple; este aparato se utiliza por personal médico y no médico en situaciones intra y extrahospitalarias. El maletín consta de una pantalla de mensajes, un botón de encendido/apagado, un botón de "análisis" y un botón de descarga o *shock* (algunos modelos completamente realizan el análisis y la descarga automáticamente), un par de cables, tres pares de electrodos autoadhesivos, una cuchilla de afeitar y una máscara de ventilación con válvula de escape. El paciente que se encuentra en paro cardiaco, sin pulso debe ser rápidamente atendido siguiendo el protocolo ABCD primario de la AHA, donde la D implica desfibrilación precoz (en ritmos NO susceptibles de desfibrilación, la D corresponde a evidenciar ritmo). Se debe priorizar el uso del desfibrilador automático sobre el resto de maniobras de reanimación, siempre que esté disponible en el evento de un

paro cardiaco. El paso inicial es encender el aparato, colocar los electrodos autoadhesivos en el tórax del paciente a nivel paraesternal derecho y a nivel del ápex cardiaco sobre el quinto espacio intercostal con línea axilar anterior. Se deben conectar los cables a los electrodos, suspender inmediatamente las maniobras de reanimación, oprimir el botón de análisis (algunos modelos lo realizan automáticamente) y esperar el mensaje de "descarga indicada" o "descarga no indicada". Cuando el DEA indique una descarga es necesario comprobar que nadie haya hecho contacto con el paciente durante el periodo posterior al análisis (movimientos al tocarlo pueden producir una mala interpretación del ritmo), avisar de la descarga y oprimir el botón descarga o *shock*. Repetir en tres oportunidades todo el proceso o hasta que el análisis indique "descarga no indicada". Si hay un mensaje inicial de "descarga no indicada" y no hay pulso, el paciente puede estar en asistolia o actividad eléctrica sin pulso (AESP). [5]



Figura 182. Desfibrilador automático externo

Imagen tomada de http://www.desfibriladoresaed.com/

9.2.5. Desfibrilador cardioversor implantable (DCI)

Un desfibrilador cardioversor implantable (DCI), figura 183, es un dispositivo diseñado para detectar rápidamente un ritmo cardíaco anormal y potencialmente mortal, proveniente de la cámara inferior del corazón. El DCI convierte la arritmia en un ritmo normal, liberando un choque eléctrico hacia el corazón. De esta manera, el DCI puede prevenir efectivamente la muerte cardíaca súbita.

Un DCI es una minicomputadora que consiste en:

- Un generador de pulso con baterías y un capacitor que envía un choque potente al corazón.

- Un circuito lógico electrónico que le dice al DCI cuándo descargarse.
- Derivaciones de electrodos colocados en el corazón (o, rara vez, pequeños electrodos colocados bajo la piel), para sentir el ritmo cardíaco y liberar el choque al músculo cardíaco.

Todos los desfibriladores cardioversores implantables tienen un marcapaso incorporado. La regulación del ritmo puede ser necesaria para brindarle apoyo al corazón en algunos casos, por ejemplo, después de shock, o durante latidos cardíacos muy lentos. El marcapasos también le permite al dispositivo corregir latidos cardíacos que son demasiado rápidos. El DCI permanentemente controla los latidos cardíacos para verificar su regularidad y sólo libera un *shock* al corazón cuando siente un ritmo potencialmente mortal. Durante la implantación de un DCI tipo marcapaso, los electrodos se insertan a través de las venas en el corazón y el generador de pulso es enterrado quirúrgicamente bajo la piel del pecho, generalmente debajo de la clavícula izquierda.



Figura 183. Ubicación del desfibrilador cardioversor implantable

Imagen tomada de http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/images/pacemakexray.jpg

Los DCI son para aquellas personas que han tenido una frecuencia cardíaca alta anormal que les produjo un desmayo o afectó a la capacidad de bombeo del corazón. A veces, estas frecuencias cardíacas altas pueden controlarse con medicamentos. Cuando los medicamentos no son eficaces, se puede implantar un DCI.

Los DCI se implantan en pacientes que corren riesgo de:

- Taquicardia ventricular: cuando las cavidades inferiores del corazón laten en forma independiente con una frecuencia superior a los 100 latidos por minuto.
- Fibrilación ventricular: cuando las fibras musculares de las cavidades inferiores del corazón se contraen en forma rápida y no coordinada.
- Muerte súbita cardíaca ocasionada por arritmias.

[6]

9.2.6. Tipos de desfibriladores según el tipo de energía

9.2.6.1. Monofásicos

Son los empleados hasta ahora, y aunque son los más utilizados en la actualidad se han dejado de fabricar. Descargan corriente unipolar, es decir una sola dirección del flujo de corriente. La dosis habitualmente empleada en una desfibrilación con este aparato es de 360 julios. Dentro de este grupo existen dos formas de ondas, la *monofásica amortiguada sinusoidal* en el que el flujo de corriente vuelve a cero gradualmente y la *monofásica truncada exponencial* en el que es terminada electrónicamente antes de que el flujo de corriente alcance el cero. [7]

9.2.6.2. Bifásicos

Descargan corriente que fluye en una dirección positiva durante un tiempo determinado antes de revertirse y fluir en dirección negativa durante los restantes milisegundos de la descarga. Son más eficaces, precisando aproximadamente la mitad de energía que los monofásicos. En el frontal del aparato debería mostrar el rango de dosis efectiva. Si se desconoce se utilizará 200 julios. Generalmente se utilizan de 2 a 4 Julios/Kg para adulto en el caso de desfibrilación. Y de 0,5 a 1 J/Kg en caso de Cardioversión. Este grupo tiene dos principales formas de onda, *bifásica truncada exponencial* y la *bifásica rectilínea*. Se desconoce si la forma de la onda tiene diferente eficacia.[8]

9.2.7. Resumen de subcapítulo

El desfibrilador es un dispositivo reconocido por casi cualquier persona puesto que es mostrado en diversos programas de TV, como la única vía de salvación cuando alguien presenta un infarto cardiaco. Su funcionamiento se basa en la descarga de miles de voltios

sobre el corazón del paciente en un intento por causar una despolarización completa del miocardio que permita al nodo sinusal, o al nodo predominante del paciente, retomar el comando del ritmo cardiaco. Hoy en día la tecnología ha avanzado hasta el punto de que existen los desfibriladores externos automáticos (DEA), los cuales vigilan los signos vitales del paciente, y ante cualquier anormalidad aplicará un voltaje requerido para restablecer el funcionamiento correcto del corazón. También otro avance de la tecnología es el desfibrilador cardioversor implantable (DCI) este dispositivo fue diseñado para detectar rápidamente un ritmo cardíaco anormal y potencialmente mortal, proveniente de la cámara inferior del corazón. El DCI convierte la arritmia en un ritmo normal, liberando un choque eléctrico hacia el corazón. De esta manera, el DCI puede prevenir efectivamente la muerte cardíaca súbita.

REFERENCIAS

[1] http://www.semes.org/documentos/Fibrilacion%20Auricular.PDF

[2] Tacker, W. A. " External Defibrillators."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 1472-1473

[3]http://www.fepafem.org.ve/Guias_de_Urgencias/Alteraciones_cardiovasculares_y_respiratorias/Desfibrilacion_y_cardioversion.pdf

[4][5] Tacker, W. A. " External Defibrillators."
The Biomédical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 1474-1478

[6] http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007202.htm

[7][8]M. Gracia, A. Urchaga, J. Martínez-Basterra, M. Garrido, T. Sola, J. Romero.
Desfibriladores internos y externos. Técnicas de Urgencias.
Servicio de Cardiología del Hospital de Navarra

9.3. ECOGRAFO

La ecografía es una técnica no invasiva que permite la visualización de los órganos internos de las diferentes especies domésticas, e incluso del hombre. Tiene la ventaja de no ser perturbadora de las funciones, y como no usa rayos X, permite un uso frecuente, no sólo en órganos reproductivos aislados, sino también del seguimiento de eventos reproductivos completos. En este apartado se explicará brevemente en qué consiste la tecnica ecográfica, y qué elementos componen un ecógrafo, además de las imágenes que este produce convencionalmente. Los conceptos físicos sobre ultrasonido fueron cubiertos en el capítulo 5 "Imagenología Médica".

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.3.1. Fundamentos de la Ecografía

Como el sonar de un submarino, el diagnóstico ultrasónico está basado en la propagación de una onda de sonido a través de un medio fluido o semifluido (tejidos blandos del cuerpo) y el registro del "eco" o rebote del sonido para producir una imagen visual. Recibe el nombre de ultrasonido debido a la ultra-alta frecuencia de las ondas de sonido emitidas por el equipo. La ecografía, como técnica diagnéstica, lo que hace es recoger los ultrasonidos que emite la sonda, los cuales atraviesan hasta cierta profundidad (depende de la frecuencia de la sonda) la parte del cuerpo que se quiere explorar y aprovechando la diferente velocidad de propagación de los tejidos del cuerpo transformar las señales que llegan en impulsos eléctricos que se visualizarán en una pantalla en diferentes tonos de grises dibujando la zona explorada.[1]

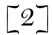
9.3.2. El ecógrafo

Un ecógrafo es una máquina que usa ondas sonoras de alta frecuencia para reproducir imágenes de varias estructuras del cuerpo, que incluyen órganos internos del abdomen y la pelvis, las arterias y venas, y el útero durante el embarazo y la gestación. La ecografía por lo general no se usa para evaluar los huesos ni los intestinos. A diferencia de las radiografías y las tomografías, la ecografía no usa radiación y, por lo tanto, se puede usar de manera segura durante el embarazo.

Un ecógrafo convencional está formado por:

- *Sonda exploratoria:* es la pieza fundamental del ecógrafo.

- *Unidad de procesamiento:* recoge la información que le suministra la sonda, la transforma en impulsos eléctricos y la expresa en una imagen.
- *Monitor:* es la pantalla en la cual se refleja la imagen que viene de la Unidad de procesamiento.



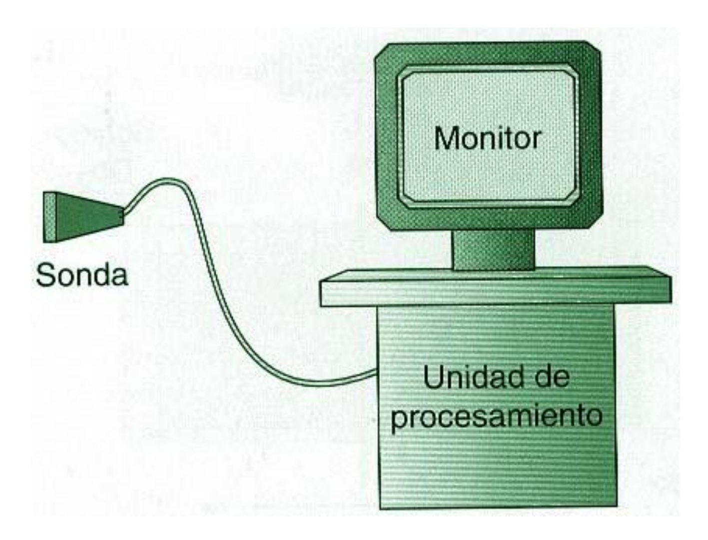


Figura 184. Ecógrafo convencional

Imagen tomada de http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_01_eco.htm

9.3.3. Imágenes elementales de la ecografía

9.3.3.1. Imágenes anecoicas

Se producen cuando el haz de ultrasonido atraviesa un medio sin interfaces reflectantes en su interior. Suelen ser de este tipo las Lesiones Ocupantes de Espacio (LOES), totalmente líquidas como los quistes, que además tienen el Artefacto denominado Refuerzo Acústico Posterior y algunas LOES sólidas pero de estructura histopatológica muy celular como en las neoplasias hematológicas, en especial los linfomas y en este caso no suelen tener Refuerzo Acústico Posterior. [3]

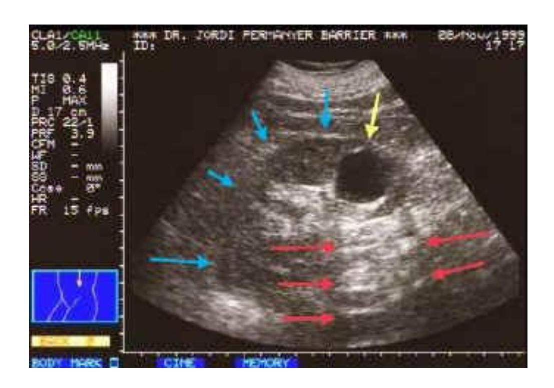


Figura 185. Imagen anecoica

Imagen tomada de http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_03_eco.htm

9.3.3.2. Imágenes hipoecoicas

Se producen cuando en el interior de la estructura anormal existen interfaces de menor ecogenicidad[35] o en menor número que en la estructura normal que la circunda. Suele ser de este tipo las LOES correspondientes a tumores muy celulares, con poca fibrosis y sin estructuras glandulares muy desarrolladas y con vasos de paredes finas. [4]



Figura 186. Imagen hipoecoica

Imagen tomada de http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_03_eco.htm

Imágenes hiperecoicas

Se producen cuando en el interior de esa estructura existen interfaces muy ecogénicas o en mucho mayor número que en el tejido normal que la circunda. Son de este tipo las ocupaciones tumorales que tienen estructuras glandulares desarrolladas en su interior, que

[35] Es la capacidad de las estructuras "insonadas" para re-enviar ecos a su origen

tienen vasos de paredes gruesas y estructura tortuosa o que tiene gruesos septos fibrosos. [5]



Figura 187. Imagen hiperecoica

Imagen tomada de http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_03_eco.htm

9.3.4. Resumen de subcapítulo

El ecógrafo es mundialmente conocido, puesto que es el procedimiento por medio del cual se vigila el crecimiento y estado de los bebes prenatales. Esta es una técnica de ultrasonido, cuyas bases se trabajaron en el capítulo 5, "Imagenología Médica". Un ecógrafo es una máquina que usa ondas sonoras de alta frecuencia para reproducir imágenes de varias estructuras del cuerpo, que incluyen órganos internos del abdomen y la pelvis, las arterias y venas, y por supuesto el útero durante el embarazo. Un ecógrafo convencional está formado por: una sonda exploratoria, unidad de procesamiento, monitor. Usualmente una exploración ecográfica produce uno de los siguiente tipos de imágenes: imágenes anecoicas, imágenes hipoecoicas, imágenes hiperecoicas.

REFERENCIAS

[1] http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ultrasound.html

[2] http://campusvirtual.uma.es/rgral/pdf/03-ecografia.pdf

[3][4][5] http://www.medspain.com/curso_eco/leccion_03_eco.htm

9.4. BOMBAS DE INFUSION

Actualmente, los avances en la ciencia, tanto a nivel electrónico (microprocesadores,software,etc.) y de farmacología, proveen un número creciente de productos farmacéuticos y sistemas de infusión, que sirven para utilizar nuevas modalidades de tratamiento en una forma más segura y más precisa para la administración de los medicamentos utilizados. Los sistemas (bombas) de infusión facilitan la administración parenteral (intravenosa, subcutánea, intraperitoneal, intrarraquídea) de drogas y soluciones, y son usadas donde es esencial la precisión y un aporte constante. Son también utilizadas por su capacidad de administrar medicamentos y soluciones a altas presiones que no pueden ser alcanzadas con equipos utilizados manualmente o dependientes de gravedad. Ejemplos de estas situaciones son la administración de drogas intraarteriales, o flujos muy rápidos de soluciones durante la reanimación de los pacientes (200-1000 ml/h). En los siguientes apartados se hablará de los conceptos más importantes de los sistemas de infusión, su clasificación, los mecanismos para el bombeo, y la electrónica de control de los sistemas. También se explicará brevemente las características de los sistemas implantables, ambulatorios, y de lazo cerrado, para terminar con la explicación de un sistema aplicado como lo es la bomba de insulina.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.4.1. Clasificación de los sistemas de infusión

1. Bombas de uso general.
2. Bombas de microinfusión.
3. Sistemas cerrados o inteligentes.

Las bombas para propósito general y microinfusión, utilizan uno de dos tipos básicos de mecanismo propulsor para mover un líquido de la solución del contenedor al paciente, que son la bomba de tipo peristáltica y la de casete. [1]

9.4.2. Mecanismos de producción de flujo (bombeo)

En el tipo peristáltico, la más común es la de peristaltismo lineal, donde el tubo es colocado en un "canal de bombeo", donde los "dedos" ocluyen el tubo sucesivamente en un movimiento de tipo oscilatorio o de vibración. El tubo es sostenido en una parte posterior fija, y comprimida y liberada en forma alterna por los "dedos" en movimiento, forzando el líquido a fluir. Similar al dispositivo lineal, la peristáltica rotatoria usa un tramo corto de tubo de goma, fijo alrededor de rodillos montados en un rotor. Según el rotor gira a

velocidades precisas por un motor, los rodillos ocluyen el tubo y fuerzan el líquido del contenedor hacia el paciente a la velocidad preseleccionada.

El tipo casete tiene algunas variaciones. Un tipo de casete tiene una acción similar a una jeringa, en el cual un émbolo dirigido por un motor se mueve hacia dentro y hacia fuera de un cilindro. El movimiento hacia dentro empuja el líquido fuera del casete hacia el paciente, mientras el movimiento hacia fuera absorbe líquido del contenedor para llenar nuevamente el cassette. El otro tipo de casete es un mecanismo de diafragma que actúa como un pistón. El diafragma es montado cerca de un pistón en movimiento que desplaza una fracción de un mililitro de fluido hacia el paciente con cada movimiento hacia "dentro", y permite al diafragma volver a llenarse con cada movimiento hacia "fuera". Una válvula ensamblada dirige el flujo hacia la vía deseada en el momento apropiado en el ciclo de bombeo. Este mecanismo entrega el líquido en cantidades fijas de volumen. El flujo es variado al cambiar la velocidad a la cual estos discretos incrementos de volumen son entregados. [2]

9.4.3. Dispositivos electrónicos para control de flujo

Varios tipos de bombas disponibles en la actualidad son adecuados para el medio hospitalario o para el uso en el hogar con características programables, continuas, intermitentes o combinaciones. Los avances en los programas de computación han permitido una amplia variedad de características y beneficios, y tanto el diseño como la experiencia han contribuido a mejorar las condiciones de seguridad. Los controladores actúan como "pinzas" electrónicas de los tubos de infusión, ejerciendo una presión variable, y de este modo, restringen el flujo. Los detectores de goteo o sensores de flujo actúan para proveer autocontrol para activar el suministro. Dado que el tamaño de la gota varía con la viscosidad del líquido, algunos controladores están provistos con un tubo reservorio para entregar un volumen fijo de fluido.

La altura del contenedor de la solución y la presencia o ausencia de oclusión distal, causada por ejemplo por obstrucción venosa, determina la precisión de estos dispositivos. La velocidad de flujo es precisa generalmente a ±5% de la velocidad programada. Este rango de precisión a través del rango requerido de velocidades de flujo (los sistemas pueden proveer desde 0.1-1000 ml/h) no pueden ser condicionados por cualquier equipo de infusión estándar por gravedad o controladores. Aun así, durante la administración rápida de drogas potentes, se requiere estrecha vigilancia para una seguridad completa en caso de falla de los dispositivos.

Tanto los sistemas tipo "jeringa", como los sistemas de casete y peristálticos, han sido refinados y desarrollados en sistemas específicos para control por los pacientes, intervalos de bloqueo, limitación de la dosis por tiempo, y sistemas de seguridad a prueba de

"engaño". Ejemplos de estos sistemas son el PCA plus II (Abbott) Bard PCA (Bard-Baxter) y el Abbott Pain Management Provider. Los avances en la tecnología de computación (chips), han permitido la miniaturización, facilitando el uso de estos dispositivos en el marco ambulatorio. Estos pequeños dispositivos poseen un amplio rango de velocidades de infusión (0.2-200 ml/h), un completo orden de alarmas, y pueden proveer infusión intermitente, bolos, o capacidad de infusión continua.

Las bombas implantables pueden entregar drogas por todas las vías parenterales convencionales. Aunque la mayor aplicación de este sistema ha sido administrar quimioterapia, la terapia analgésica ha sido ensayada de manera exitosa. [3]

9.4.4. Sistemas implantables

Las bombas implantables han permitido el aporte de drogas, en sitios específicos, y a muy bajas dosis. Las dos aplicaciones más comunes en la práctica clínica son la administración de agentes citotóxicos, y la administración intraespinal de opioides. El sistema implantable permite el aporte de una infusión continua del agente citotóxico, directamente al sitio del tumor con relativo confort, mínima toxicidad sistémica y menor restricción de la actividad del paciente. En cuanto a la aplicación epidural de morfina, se ha observado que reduce el dolor sin el problema de efectos colaterales como letargia[36], confusión o depresión respiratoria. Estas ventajas han promovido el uso de morfina espinal como un método efectivo de manejo crónico del dolor en el contexto del paciente ambulatorio. [4]

9.4.5. Dispositivos para uso ambulatorio

La disponibilidad de bombas más ligeras y más pequeñas, catéteres plásticos y terminales implantables para infusión, así como la disponibilidad de compañías que proporcionan cuidados médicos, de enfermería y farmacéuticos, han dado lugar a un incremento masivo en el número de pacientes que pueden ser tratados fuera de los hospitales por la ruta parenteral. Los sistemas de infusión disponibles en forma corriente para uso ambulatorio, pueden ser designados para una terapia específica, como por ejemplo ABBOT Pain Provider, Pancretec TPN pump (Abbott Ambulatory Infusion Systems, San Diego) o bien para múltiples propósitos, permitiendo quimioterapia, antibióticos sistémicos, nutrición parenteral total, terapia de rehidratación o analgesia que pueden proveerse a pacientes ambulatorios o en casa.

Específicamente, una bomba ambulatoria debe ser pequeña y adaptarse a la superficie del cuerpo para uso confortable. Debe ser fácil de programar y operar, los aditamentos de administración ajustarse en una sola posición para evitar flujo en dirección equivocada, las

[36] Sueño continuado y patológico.

baterías deben ser estándar y fácilmente manejables por los pacientes. La información debe ser retenida en la memoria si se requiere un cambio de baterías. La capacidad de usar otras fuentes de poder permite flexibilidad de operación. [5]

9.4.6. Sistemas de infusión de lazo cerrado

Tradicionalmente el aporte de drogas, tanto líquidos como gases, ha sido empíricamente regulado por clínicos, basados en los efectos fisiológicos conocidos y la eficacia o toxicidad observada. Los modelos matemáticos que incorporan parámetros farmacocinéticos tales como volumen de distribución, absorción y depuración han sido desarrollados para asistir al clínico a seleccionar el régimen de dosificación. Un sistema de infusión de lazo abierta, comprende un computador con una bomba programable. Este dispositivo permite un funcionamiento de la bomba (control simultáneo de infusiones múltiples), integración de programas farmacocinéticos en la memoria para control de la bomba, interacción con el operador y auto-vigilancia y características de seguridad.

En un sistema de control en lazo cerrado, un sensor mide los cambios en el parámetro fisiológico que es manipulado por la droga en infusión, y envía información a una computadora. La computadora regula la cantidad de droga que va a ser enviada por la bomba en respuesta a los cambios fisiológicos del paciente. El uso de sistemas de lazo cerrada puede proveer dos ventajas sobre los sistemas abiertos: el personal clínico es relevado de algunas de las monótonas y repetitivas tareas de monitorización que son ajustadas automáticamente por el sistema de lazo cerrada; el sistema puede proveer una regulación más estrecha de una variable fisiológica a un nivel deseado que puede ser complementada con métodos manuales. Un sistema abierto requiere que un especialista en salud o el paciente, proporcione la retroalimentación. Por ejemplo, si la presión de un paciente postoperatorio se va a estabilizar a un nivel predeterminado, la velocidad de flujo del medicamento escogido para alcanzar esta presión sanguínea puede ser calculado y listado en la pantalla de la bomba. Cuando la presión deseada es alcanzada, la velocidad de infusión para mantenimiento de la dosis es ajustada por el médico o enfermera. En cada caso, el personal tiene que realizar una acción que cambia la velocidad de infusión. En la literatura, los sistemas abiertos pueden ser referidos como computarizados, controlados por computador, programables, dirigidos por computador, asistidos por computador y controlados por medio de un microprocesador.

Un sistema de control de lazo cerrado provee la misma acción automáticamente, ya que la computadora detecta la presión y de este modo aumenta o disminuye la velocidad de infusión de los medicamentos, de acuerdo a los parámetro programados. Estos sistemas

son referidos en la literatura como autocontrolados, de control automático, controlados en lazo cerrado, control por retroalimentación o por retroalimentación en lazo cerrado.

Un modelo simple de un sistema de lazo cerrado tiene cinco componentes mayores:

- **a)** Un *sensor* que mide la concentración de la droga o la variable fisiológica.
- **b)** Un *condicionador* de señal para manipular la salida del sensor en una señal que puede ser entendida por el computador.
- **c)** Un *controlador*, usualmente un computador que contiene el algoritmo que marca los parámetros de operación del sistema.
- **d)** Un *dispositivo de infusión* para bombear la droga hacia el paciente.
- **e)** Un *paciente.*

Los sensores detectan la variable fisiológica o concentración de droga que el sistema está regulando y convierte esta información en una señal eléctrica que es transmitida al controlador. Ejemplos de sensores usados en sistemas de lazo cerrado incluyen transductores de presión, electrodos de electromiografía y sensores de gas.

El propósito del controlador, generalmente un computador, es regular la variable controlada hasta un punto deseado. Un algoritmo que define la relación de la concentración de droga o variable fisiológica con la velocidad de infusión es programado en el computador.

El microprocesador almacena los datos relevantes del paciente (tiempos de administración, registro del gasto o salida del sensor y magnitud del bolo o inyección intravenosa) y puede accionar alarmas apropiadas si se desencadena un error en el sistema.

En relación a los métodos de control por retroalimentación, la mayoría usan alguna forma de controlador proporcional, o derivativo o integral. El controlador calcula una velocidad de infusión de la droga, dependiendo de la diferencia entre el valor deseado y el valor actual. Mientras los controladores proporcional/integral/derivativo (PID) con frecuencia trabajan adecuadamente y son fáciles de implementar, no existe un método general para seleccionar los pesos relativos de los tres términos (proporcional-integral-derivativo) cuando la respuesta fisiológica es desconocida.

Los sistemas de control de lazo cerrado son un nuevo concepto tecnológico que promete mejorar la práctica de la medicina crítica, aunque debe ponerse énfasis en la necesidad de mejorar los sensores y los algoritmos de control. [6]

9.4.7. Aplicación: Bomba de infusión de insulina

La insulina en una persona sin diabetes no se segrega únicamente después de comer para normalizar la glucemia. Además de la secreción de insulina dependiente de la ingesta existe una secreción basal de insulina para mantener la glucemia dentro de los límites de la normalidad durante las 24 horas. La insulina basal es necesaria porque el hígado provee de glucosa al sistema nervioso central en los periodos de ayuno. Esta secreción de insulina puede cambiar en los diferentes momentos del día por ejemplo ante la práctica de ejercicio físico o situaciones de estrés (adrenalina). El resultado es que habitualmente los requerimientos de insulina son menores durante la noche y a mediodía, siendo mayores al amanecer y a media tarde. Este es el modelo que se trata de imitar con las diferentes inyecciones de insulina. La Bomba de Infusión Continua de Insulina (BICI) consigue imitar este modelo ya que permite administrar insulina de modo basal y en bolos antes de las comidas. Igual que en las personas sin diabetes se utiliza únicamente insulina de acción rápida.

Su funcionamiento es muy sencillo, tiene un pequeño motor eléctrico programado por los encargados del cuidado del paciente que, a través de un pistón, empuja el émbolo del cartucho cargado con insulina de acción rápida o análoga de insulina. Del cartucho sale un catéter que finaliza en el tejido subcutáneo a través de una cánula de teflón. El set de infusión habitualmente se cambia cada 3 días y se sujeta a la piel con cinta adhesiva.

La bomba de infusión de insulina es un sistema de administración de insulina (no mide glucosa) con depósito no inteligente, es decir que debe ser programada y utilizada con conocimiento de acuerdo con las necesidades del paciente. La bomba por sí sola no mantiene los niveles de glucosa dentro de la normalidad. El portador de la bomba debe continuar realizando controles de glucemia capilar. [7]

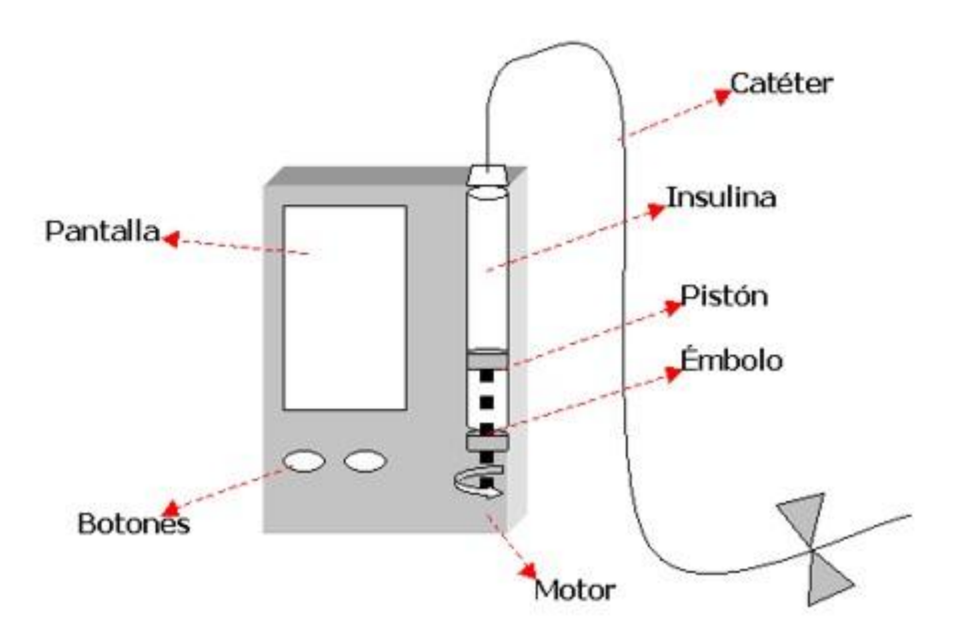


Figura 188.Bomba de infusión de insulina

Imagen tomada de http://www.pfizer.es/salud/enfermedades/tratamientos/bomba_infusion_insulina.html

9.4.8. Resumen de subcapítulo

Los sistemas de infusión so aquellos dispositivos usados para administrar medicamentos a los pacientes, en situaciones donde los dispositivos regulares de inyección o de gravedad no son adecuados, Estos sistemas monitorean de manera programada a los pacientes y puede aplicar el medicamento ante algún cambio bajo estudio del paciente, o en periodos preestablecidos. Los avances tecnológicos además han permitido obtener bombas de infusión ambulatorias que pueden ser usados fuera del ambiente del hospital, lo que resulta cómodo para ambas partes, hospital y pacientes. El sistema trabajado para la administración de insulina es un claro ejemplo del funcionamiento de estos sistemas, el cual es muy sencillo, tiene un pequeño motor eléctrico programado por los encargados del cuidado del paciente que, a través de un pistón, empuja el émbolo del cartucho cargado con insulina de acción rápida o análoga de insulina. Del cartucho sale un catéter que finaliza en el tejido subcutáneo a través de una cánula de teflón y así mantener los niveles de insulina correctos.

REFERENCIAS

[1][3][4] http://www.ces.edu.co/Descargas%5CPubl_Med_17_2%5CPCA.pdf

[2][5][6] http://www.medynet.com/usuarios/jraguilar/infusion.htm

[7]
http://www.pfizer.es/salud/enfermedades/tratamientos/bomba_infusion_insulina.html

9.5. ENDOSCOPIA

La endoscopia es una técnica diagnóstica y terapéutica, utilizada en medicina, que consiste en la introducción de un cámara o lente dentro de un tubo(endoscopio) a través de un orificio natural, una incisión quirúrgica, o una lesión para la visualización de un órgano hueco o de alguna cavidad corporal. Además de ser un procedimiento diagnóstico mínimamente invasivo, también puede realizar maniobras terapéuticas como una colecistectomía laparoscópica o la toma de biopsias. En el siguiente apartado se hablará de los elementos básicos de un endoscopio. Se explicarán las técnicas de endoscopia digestiva, alta y baja, para finalizar con otras técnicas endoscópicas especiales y la Videoendoscopia.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.5.1. El endoscopio

El endoscopio básico puede descomponerse en tres unidades especializadas. Desde el mango o cabeza del endoscopio sale una unidad ocular que contiene un sistema de lentes que enfoca la luz que llega procedente del haz coincidente. La unidad ocular está dotada de un anillo para la modificación de las dioptrías y un anillo externo para acoplar una cámara como un endoscopio auxiliar. Por un lado, la fuente de luz, por el lado contrario, enfrente, hay una unidad de aire-agua y de aspiración que también contiene la entrada del canal de biopsia. En el lado derecho del mango está a la unidad de control, en la que hay un mando para la desviación de la punta a izquierda y derecha y otro para la desviación hacia arriba y abajo. Hay un mecanismo de cierre para los mandos de control.
Usualmente un endoscopio, (figura 189), se compone de:

1. Ocular: permite al usuario visualizar la imagen directamente o conectar al endoscopio una cámara de video común, un sistema de fotografía fija, o un accesorio para la enseñanza.
2. Anillo de ajuste de dioptrías: ajusta la imagen de acuerdo a la vista del usuario
3. Marcadores de ajuste: al usarse una cámara de video, un sistema de fotografía fija, o un accesorio para la enseñanza, el punto blanco sobre el cuerpo de control deberá alinearse con el punto blanco en el anillo de ajuste de dioptrías.
4. Palanca de mando de la inflexión: controla la inflexión del extremo.
5. Interconexión con el EndoSheath: Asegura el EndoSheath al cuerpo del endoscopio. Tubo de inserción.

6. Marcadores de profundidad: están situados a 10 cm y 20 cm sobre el tubo de inserción.
7. Sección distal flexionable: se desvía hacia arriba y hacia abajo cuando se acciona la palanca de inflexión.
8. Extremo distal: punto en el que termina el haz de fibras de la imagen (objetivo) y los haces de fibras de las guías luminosas
9. Etiqueta de identificación: identifica el número de serie del endoscopio.
10. Válvula: libera presión de dentro del endoscopio durante la esterilización por óxido de etileno.
11. Conector de la guía luminosa: Se inserta dentro de la Fuente luminosa al conectarse con la funda de la guía luminosa apropiada.
12. Funda de la guía luminosa: Adapta el conector de la Guía luminosa a diferentes fuentes de luz.

Dentro de los cambios que han sufrido los endoscopios se encuentra la disminución de su diámetro, las ópticas de observación de tipo frontal (más utilizado) y la oblicua, con ángulos de observación de 100º a 120º. Movilidad del extremo distal a 210º hacia arriba, 90º hacia abajo y 100º y 110º a derecha e izquierda respectivamente. En los últimos 10 años paulatinamente se ha desarrollado progresivamente la videoendoscopía, con esta técnica la observación del procedimiento se efectúa en un monitor de alta resolución y tiene la capacidad de almacenar imágenes reales y simultáneas durante el estudio, y se transmiten e integran hasta el monitor de color. [1]

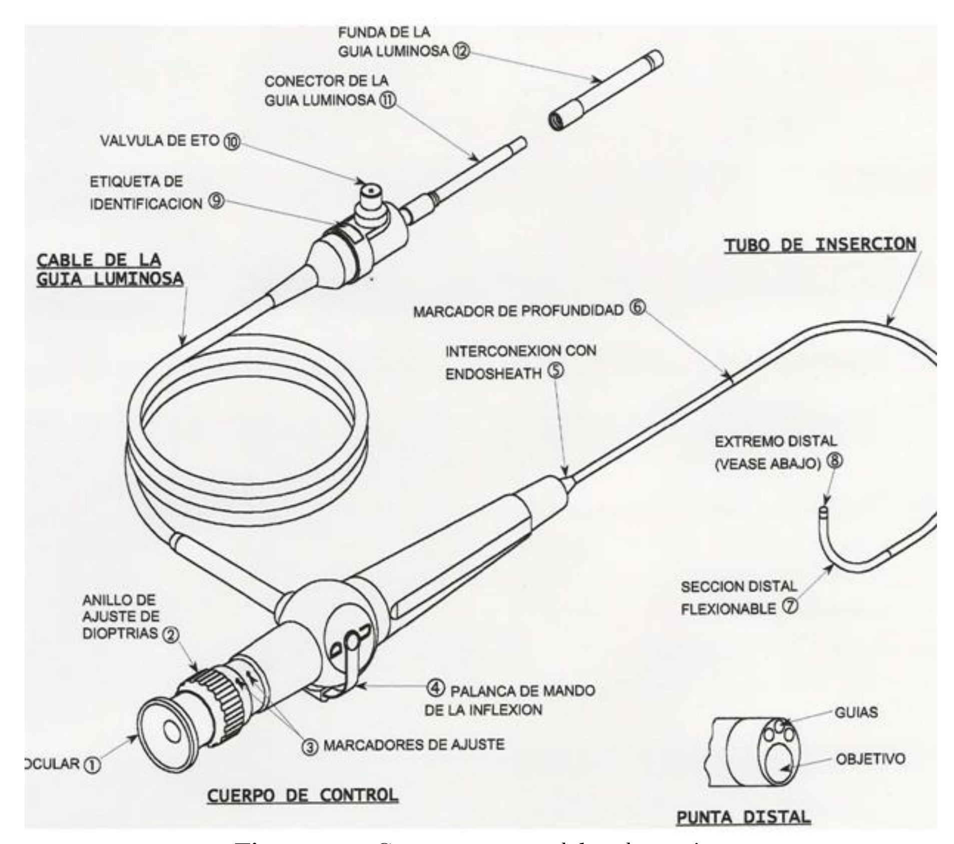


Figura 189. Cuerpo y partes del endoscopio.

Imagen tomada de http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/signals/endoscopia.pdf

9.5.2. Endoscopia digestiva alta

La endoscopia digestiva alta, figura 190, gastroscopia o panendoscopia oral es uno de los métodos diagnósticos más utilizados en el estudio de pacientes con enfermedades abdominales. Consiste en la exploración detallada de la orofaringe o garganta, esófago, estómago y duodeno a través de un tubo llamado endoscopio. La gran ventaja de la exploración es la posibilidad de poder tomar muestras de las zonas exploradas o biopsias, para completar el estudio de cada paciente.

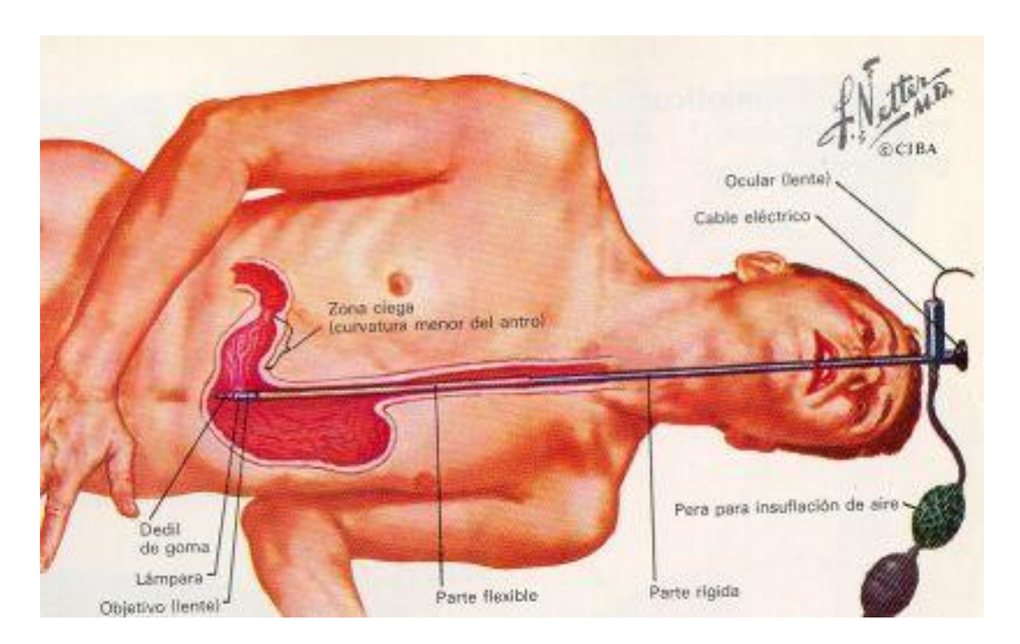


Figura 190. Endoscopia digestiva

Imagen tomada de http://www.drgdiaz.com/eco/466xámenes/endoscopia.shtml

El instrumental utilizado ha variado notablemente desde la introducción del primer endoscopio hace casi 40 años. Hoy se utilizan endoscopios de calibre fino (7-9 mm) con tecnología de vídeo digital y una gran calidad de la imagen (la exploración se visualiza en un monitor de TV), lo que permite al explorador obtener un diagnóstico correcto y fiable.

Antes de realizar la exploración el paciente debe permanecer en ayunas desde 6 horas antes de la exploración. De forma excepcional y sólo en casos de urgencia se puede realizar sin estar en ayunas. La exploración no precisa hospitalización, excepto en los casos de endoscopia terapéutica como es la esclerosis de varices, polipectomía, dilatación de estenosis, etc.

Tras aplicar anestesia local en la garganta con un spray, similar a la que utilizan los dentistas, el explorador introduce el endoscopio directamente en la boca iniciándose así la exploración. Durante la misma el paciente puede presentar náuseas y aumento del tamaño del abdomen como consecuencia de la introducción de aire para explorar el tubo digestivo. Esta situación puede provocar eructos que alivian las molestias.

Una vez concluida la exploración la recuperación es inmediata quedando únicamente con molestias en la zona de la garganta.

9.5.3. Endoscopia digestiva baja

Así se denomina a la exploración de los tramos distales del intestino. Según la extensión del examen se puede distinguir:

1. *Anuscopia o rectoscopia:* si sólo se explora el ano o el recto, respectivamente.

2. *Rectosigmoidoscopia:* cuando se valoran los últimos 40-60 cm del intestino.

3. *Colonoscopia:* cuando se examina hasta el ciego pudiendo a veces llegarse hasta el íleon terminal (ileoscopia).

[2]

9.5.3.1. Colonoscopia y Rectosigmoidoscopia

La colonoscopia, figura 191, es un procedimiento endoscópico mediante el cual se evalúa la totalidad de los segmentos del colon, para su realización se utilizan equipos de diferentes longitudes, los equipos largos de 165-180 cm especialmente empleado en colon redundantes, los instrumentos intermedios de 130- 140 cm de longitud, que en la mayoría de los casos permiten la evaluación completa hasta el ciego y los instrumentos cortos con longitudes de 60-110 cm utilizados generalmente para fibrosigmoidoscopia o colonoscopia limitada. En general se necesitan pinzas de biopsias y para cuerpo extraño, agujas para infiltración, asas de polipectomía, catéteres para irrigación o tinción y unidad electroquirúrgica.
Dado que la exploración puede ser molesta y dolorosa se utiliza cada vez con mayor frecuencia la llamada sedación consciente que consiste en administrar por vía intravenosa un sedante del tipo de las benzodiacepinas y un analgésico con el fin de hacer la exploración más confortable.
La realización del procedimiento se inicia con inspección de la región perianal, se continúa con la realización de tacto rectal, posteriormente anoscopia y finalmente se procede a la realización de colonoscopia se introduce el equipo con el paciente decúbito lateral izquierdo, mediante insuflación y aspiración para obtener la adecuada visualización de la mucosa, se avanza retrógradamente, teniendo presente los diferentes ángulos anatómicos como la unión rectosigmoidea, el ángulo entre el sigmoideo y el colon descendente, el ángulo esplénico y el ángulo hepático, además es importante tener presente que el colon no se encuentra completamente fijo por lo cual es posible la formación de asas que dificultan la progresión del equipo y producen dolor, por lo cual es importante frecuentemente rectificar la progresión del equipo. La ubicación anatómica precisa de los diferentes segmentos del colon presenta limitaciones, debido a las variaciones anatómicas

y la movilidad, la única región que con certeza se puede confirmar es el ciego una vez se identifica la válvula ileocecal.
En la rectosigmoidoscopia flexible los pasos iniciales son similares a la colonoscopia, pero la evaluación en general solamente alcanza el sigmoideo. [3]

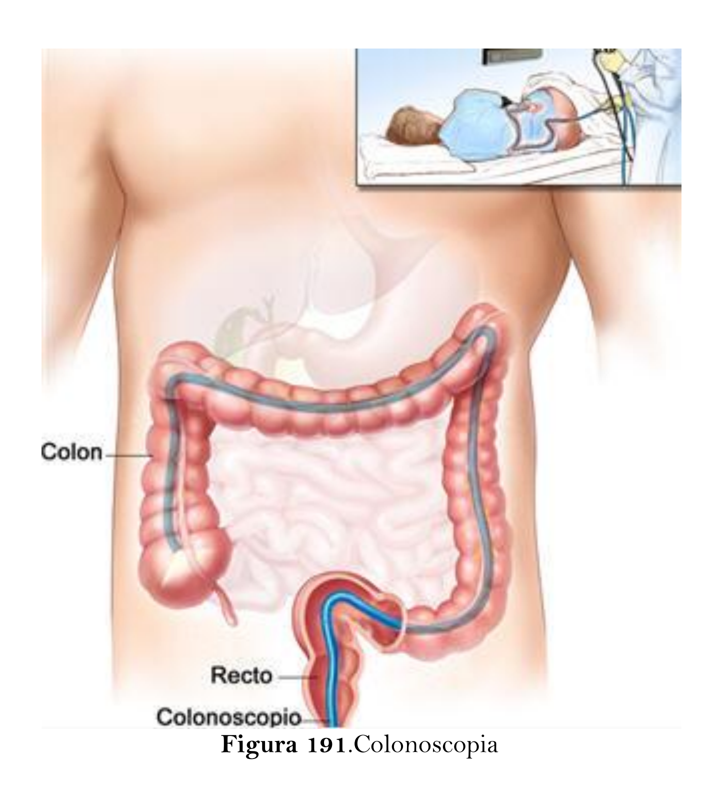


Figura 191.Colonoscopia

Imagen tomada de http://www.blogys.net/UserFiles/Image/salud/colonoscopiaclasica.jpg

9.5.4. Técnicas especiales

Polipectomía asistida con inyección de solución salina en la submucosa

Esta técnica consiste en inyectar solución salina por debajo de la submucosa con el fin de levantar la lesión y así disminuir el riesgo de perforación y facilitar la realización de polipectomía completa. Se recomienda en pólipos sésiles grandes o pequeños. Se puede utilizar solución salina hipertónica o normal.
Tinciones especiales

La utilidad de estas tinciones consiste en mejorar el contraste de la superficie mucosa, para tal fin se pueden utilizar tinciones como el índigo carmín y el azul de metileno.

Tatuaje con tinta india

Se emplea con el fin de facilitar la localización posterior del sitio de lesiones resecadas durante la colonoscopia o para orientar durante la cirugía el segmento a resecar especialmente en lesiones pequeñas. Es recomendado diluir tinta india 1 en 100 y realizar el tatuaje en forma circunferencial del lumen colónico.
[4]

9.5.5. Video endoscopia

Para video endoscopia se utilizan arreglos CCD (charge-coupled device) para captar la luz retornante, puesto que tiene un semiconductor hecho de silicona sensible a la luz. Los CCD no tienen altos requerimientos de potencia, tienen alta resolución y buena reproducción del color. El número de píxeles obtenidos con un CCD, es significativamente mayor que el obtenido con el haz de fibra óptica. [5]

9.5.6. Resumen de subcapítulo

El endoscopio es un dispositivo acompañado de luz que se utiliza para mirar dentro de una cavidad o algún órgano corporal. Este dispositivo se inserta a través de una abertura natural, como la boca durante una endoscopia digestiva, el recto en caso de una colonoscopia o la vagina en el caso de una cistoscopia. La endoscopia digestiva alta es un método que consiste en la exploración detallada de la garganta, esófago, estómago y duodeno. La endoscopia digestiva baja es por otro lado la exploración de los tramos distales del intestino. Las ventajas de este tipo de procedimientos es que se pueden tomar durante el procedimiento muestras de tejido para un análisis posterior.

REFERENCIAS

[1][5] http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/signals/endoscopia.pdf

[2] http://www.drgdiaz.com/eco/examenes/endoscopia.shtml

[3][4] *www.meduv.net/universidad/tercero/semiologia/04%20UNIDAD/CLASE%20ENDOSCOPIA%20DIGESTIVA%203*

9.6. MONITOR DE SIGNOS VITALES

Uno de los dispositivos en los que más confían los médicos actualmente es el monitor de signos vitales, puesto que este dispositivo les permite monitorear los parámetros de más importancia en un paciente cuando este se encuentra en estado crítico o de especial atención. En un mismo dispositivo se ofrecen las lecturas de presión sanguínea, temperatura, pulsoximetria, frecuencia respiratoria, además de ofrecer la imagen en tiempo real de la forma de onda ECG. En este subcapítulo se explicará en qué consiste dicho dispositivo, y como generalmente realiza la medición de los parámetros anteriormente mencionados.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.6.1. Conceptos

El monitor de signos vitales, figura 192, es un dispositivo en el que se observan curvas de comportamiento de medidas básicas o signos vitales del cuerpo humano. Los signos vitales son mediciones de las funciones más básicas del cuerpo. Los signos vitales principales que los médicos y los profesionales de salud examinan de forma rutinaria son los siguientes:

- Presión invasiva (IBP) y no invasiva (NBP)
- ECG – 3 a 12 derivaciones
- Temperatura
- Capnografía (medición de C02)
- Pulsoximetria (saturación de oxígeno y pulso)
- Frecuencia respiratoria.

Los signos vitales son muy útiles para detectar o monitorizar problemas de salud. Los signos vitales se pueden medir en un establecimiento médico, en casa, en el lugar en el que se produzca una emergencia médica o en cualquier sitio. Un monitor de signos vitales permite conocer permanentemente el comportamiento del paciente y registrar la historia de éste. Y su uso es muy común en las dependencias de un hospital: de unidades de cuidados intensivos (UCI), unidades de cuidados especiales (UCE) y cirugía. [1]



Figura 192. Monitores de signos vitales

Imagen tomada de www.equiposmédicosyambulancias.com

9.6.2. Saturación de oxigeno en sangre

Es importante tanto en el tratamiento por oxigenoterapia como en la evaluación de los signos vitales de un paciente, determinar la calidad de la función respiratoria y el transporte del oxígeno en la sangre hacia los tejidos. Un parámetro que se utiliza en este sentido es la saturación de oxígeno, que expresa la cantidad de oxígeno que se combina, en el sentido químico, con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, que es quien transporta el oxígeno en sangre hacia los tejidos. Al medir la saturación de oxígeno se mide la cantidad de oxígeno que se encuentra combinado con la hemoglobina, es por eso que esta medida es una medida relativa y no absoluta ya que no indica la cantidad de oxígeno en sangre que llega a los tejidos, sino, qué relación hay entre la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxigeno (oxihemoglobina). Este parámetro se puede sensar ópticamente, dado que la cantidad de oxihemoglobina está relacionada con la coloración roja de la sangre, siendo esta más fuerte cuanto más oxihemoglobina contiene la sangre y más tenue cuanta menos oxihemoglobina hay presente.

Existen varios parámetros a tener en cuenta para este diagnóstico. Estos son, el *gradiente de presión alveolar-arterial de oxígeno* (PAO_2), la *presión arterial de oxígeno* (PaO_2), y *la saturación de oxígeno* (SaO_2). De estos tres el que menos información proporciona es la PaO_2 siendo de todas maneras un parámetro no despreciable, ya que un valor normal de este gradiente implica una correcta difusión del oxígeno a la sangre, correspondiendo un alto valor de gradiente a una mala difusión del mismo. La presión parcial arterial de oxígeno es la presión de las moléculas libres disueltas en sangre que no se encuentran combinadas con la hemoglobina (Hb), razón por la cual este parámetro no es de gran información, además, bajo ciertas condiciones de intercambio gaseoso, la SaO_2 y la PaO_2 están relacionadas por la curva de disociación del oxígeno, figura 193.

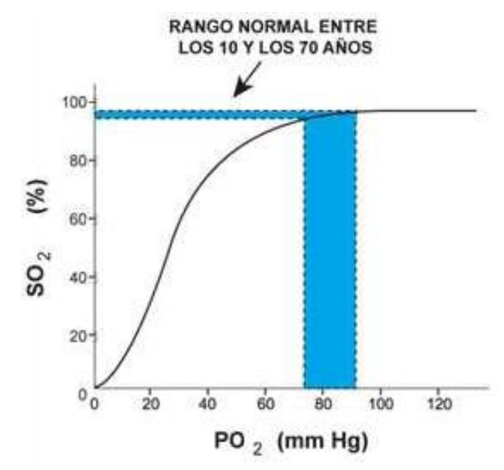


Figura 193. Curva de disociación del oxígeno

Imagen tomada de http://www.nib.fmed.edu.uy/laborde.pdf

El sensor consiste de leds y un fotodetector. Los leds emiten 2 longitudes de onda de luz las cuales son absorbidas selectivamente por la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. El fotodetector mide la intensidad de cada longitud de onda que es transmitida a través del sitio monitoreado. Las dos longitudes de onda de luz determinan los niveles de oxihemoglobina y hemoglobina reducida. La medida resultante es la razón de oxihemoglobina en el total de hemoglobina, disponible para el transporte de oxigeno. [2]

9.6.3. ECG

El ECG es una representación gráfica de las corrientes bioeléctricas del corazón, las cuales estimulan la contracción muscular del corazón. Estas corrientes son también conducidas a la superficie del cuerpo donde son medidas por medio de electrodos sujetos a la piel. Las señales de bajo nivel proveniente de los electrodos son amplificadas para proporcionar la señal ECG. [3]

9.6.4. Temperatura

Se mide la temperatura captando el cambio en la resistencia de un termistor localizado en la sonda de temperatura. [4]

9.6.5. Respiración

La respiración es medida a través de los electrodos de ECG basados en la impedancia neumográfica. Como el pecho cambia de tamaño y forma durante la inspiración y

expiración, la impedancia entre los dos electrodos ECG colocados en el pecho del paciente cambia. La respiración es calculada a partir de los cambios en la impedancia. [5]

9.6.6. Presión sanguínea

El monitor mide la presión sanguínea en forma no invasiva usando un método oscilométrico para obtener la presión sistólica, diastólica y media. El dispositivo determina la presión sanguínea obteniendo la amplitud del pulso. El monitor detecta los cambios de presión en el brazalete ocasionados por el pulso del paciente como pequeñas variaciones de presión. La presión arterial media es identificada como la oscilación más larga. La presión sistólica y diastólica son derivadas de los datos de amplitud de pulso. [6]

9.6.7. Seguridad

Para seguridad de los pacientes la tarjeta ECG es eléctricamente aislada del resto del sistema. El encendido y apagado del procesador ECG es controlado por el procesador principal. [7]

9.6.8. Resumen de subcapítulo

El monitor de signos vitales es un dispositivo de gran uso dentro de las unidades de cuidados intensivos y unidades de cuidados especiales, debido a que por medio de su uso se puede monitorear al paciente en varios parametros. Este dispositivo contiene todo lo necesario para medir los signos vitales, como presión sanguínea, respiración, nivel de oxigeno en la sangre, frecuencia respiratoria, y además ofrecer una continua visualización de la onda ECG del usuario al que esté conectado. Ante cualquier eventualidad o cambio en los parámetros el dispositivo se programa para enviar un mensaje a las personas a cargo de su cuidado.

REFERENCIAS

[1] *bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/20062/Equipos_Médicos.pdf*

[2] http://www.nib.fmed.edu.uy/laborde.pdf

[3][4][5][6][7] *mauricioh1.googlepages.com/Capitulo2_Bioinst_Elect_Monitor_SV_J.pdf*

9.7. ANESTESIA

La anestesia se define como la privación en forma total, o bien, parcial de la sensibilidad que se produce a partir de causas patológicas o que se han provocado con un fin médico por medio de algún tipo de intervención quirúrgica. El término anestesia etimológicamente proviene del griego "an aisthesis", que puede traducirse al español como "sin sensación". La anestesiología es aquella área de la medicina que se hace cargo de todas las tareas relacionadas con el alivio del dolor y el cuidado quirúrgico de los pacientes antes, durante y después de una intervención, lo que podría incluir situaciones de emergencia, manejo de ciertos cuadros clínicos y una participación activa en el quirófano. En el siguiente subcapítulo se hablará de algunos aspectos relacionados con la anestesia, tales como la monitorización intraoperatoria, anatomía de la vía aérea, el equipamiento usado por la anestesiología y por último los tipos de anestesia que existen.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

9.7.1. Monitorización intraoperatoria

La mortalidad intraoperatoria de los pacientes en la cirugía moderna ha ido disminuyendo en la medida en que se hace una monitorización adecuada del paciente, se logra identificar precozmente las complicaciones que surgen y se toman decisiones adecuadas con rapidez y energía, mejorando la capacidad de respuesta del anestesiólogo, no solo a las eventualidades sino también al crear condiciones óptimas para el trabajo del cirujano, con seguridad para el paciente. En la relación médico-máquina-paciente, solo las decisiones que toma el médico no están monitorizadas mientras que los otros dos elementos que conforman la retroalimentación del sistema, si lo están. Se configura de este modo una doble modalidad de la monitorización: una dirigida al control del funcionamiento de la tecnología aplicada al paciente con diversas alarmas, y la otra dedicada a los signos vitales del paciente entre los cuales se destacan los dispositivos dedicados a la monitorización de la función cardiaca.

La sola vigilancia del anestesiólogo no basta para garantizar la seguridad del paciente y por ello se debe auxiliar con los monitores. Ellos pueden llegar a cubrir 2/3 de la vigilancia, sin embargo el tercio restante depende del hombre, que comete errores ya sea de tipo cognoscitivo, de comunicación o de estrés.

A la hora de enfrentar la monitorización de un paciente en particular, se debe tener en cuenta que hay un número de informaciones básicas que el médico deberá disponer e interpretar en todos los pacientes, más un número limitado de informaciones provenientes de una monitorización diferenciada necesaria por la patología de base, magnitud de la operación y tipo de operación. Para ello la monitorización deberá ser personalizada, proporcional al riesgo quirúrgico, capaz de brindar una retroalimentación basada en el

paciente, el entrenamiento y experiencia que el médico posea, debe ser lo más sencilla y completa posible, que brinde la información que se necesita sobre un paciente de manera inequívoca, presentada de manera diferenciada y clara.
La monitorización no es más que el conjunto de procedimientos y técnicas mediante las cuales el médico puede identificar y evaluar problemas fisiológicos potenciales gracias al análisis oportuno de tendencias de los parámetros fisiológicos y la comparación con patrones pronósticos. [1]
Anatomía de la vía aérea

Desde el punto de vista anatómico algunos de los elementos importantes a tener en cuenta están dados por el sistema pulmonar, que se divide en 2 grandes partes:

1. La vía aérea superior constituida por: nariz, cavidad oral, faringe (orofaringe, nasofaringe y laringofaringe), y la laringe.
2. La vía aérea inferior conformada por el árbol traqueobronquial y el parénquima pulmonar.

Constituye aproximadamente de 30 a 50 % del espacio muerto anatómico. La laringe: es el órgano principal de la fonación, se encuentra entre la vía aérea superior y la inferior. Su estructura en forma de caja se encuentra ubicada en la porción anterior del cuello, a nivel de las vértebras cervicales 4-5-6. Se encuentra constituida por 9 cartílagos articulados, 3 pares, los aritenoides, los corniculados y los cuneiformes, 3 cartílagos impares: tiroides, cricoides y la epiglotis, así como, 9 músculos 4 pares y uno impar.
La epiglotis cubre la entrada de la laringe, como una puerta; la parte superior de bordes redondeados se proyecta hacia la faringe. El orificio entre ambas cuerdas vocales se denomina glotis, donde se fijan los ligamentos vocales, representa la parte más estrecha de la cavidad laríngea en el adulto. La inervación motora y sensitiva depende de dos de las ramas del nervio vago: los laríngeos superiores y el recurrente. [2]

9.7.2. Vía aérea artificial

No es más que la inserción de una sonda en la tráquea, que atraviesa la vía aérea superior, estructuras laríngeas ocupando las partes de la vía aérea total. Se debe tener presente que elimina funciones importantes como, conducción, humidificación, calentamiento y filtración del aire. Protege a las vías aéreas inferiores del paso de cuerpos extraños. Indicaciones de la vía aérea artificial:

1. Evitar obstrucción de la vía aérea.
2. Protección de la vía aérea.
3. Facilitar la aspiración traqueal.

4. Ventilación mecánica artificial.

En la literatura se describen entidades que producen deformidades anatómicas importantes, las cuales pueden originar grados diversos de dificultad para la intubación traqueal: los pacientes portadores de deformidades del macizo facial, de la columna cervical o de enfermedades propias de la laringe. Existen numerosas técnicas descritas de valor predictivo, así como dispositivos que facilitan el abordaje de la tráquea. [3]

9.7.3. Equipamiento

Las *máquinas de anestesia* son definidas como el conjunto de elementos que se utilizan para la administración de gases anestésicos y medicinales durante la anestesia. La Norma Internacional ISO/DIS 8835-1,2 (1996) define lo que se ha dado a conocer como Estaciones de Trabajo, que incluyen junto a la máquina de anestesia, la monitorización y los sistemas de alarma y protección.
La ventilación mecánica es un procedimiento en el cual se sustituye temporalmente la función pulmonar normal con el uso de un ventilador mecánico, proporcionando de forma cíclica una presión suficiente en la vía aérea que sobrepase las resistencias al flujo aéreo y permita una insuflación pulmonar intermitente.

Existen múltiples clasificaciones, todas tienen elementos útiles:

1. Según el uso a que se destinen:

- De urgencia.
- De uso clínico (pueden ser de tratamiento prolongado).
- De uso domiciliario.
- De transporte, para el traslado de pacientes.

2. Según el comportamiento de la fase inspiratoria o espiratoria:

- Generador de flujo.
- Generador de presión.
- Generador de presión y flujo combinados.

3. Según el mecanismo de ciclado de inspiración a espiración:

- Volumen.
- Presión.

- Flujo.
- Tiempo.
- Combinado.
- Manual.

4. Según mecanismo de ciclado de espiración a inspiración:

- Tiempo.
- Presión.
- Flujo.
- Combinado.
- Paciente.
- Otros.

5. Según fuente de energía:

- Neumática.
- Eléctrica.
- Otras.

En la práctica se encuentran 2 tipos fundamentales de equipos de anestesia:

- Ventiladores adaptados a la anestesia, similares a los usados en reanimación, a los cuales se les adiciona un vaporizador y un mezclador de Aire/O_2/N_2O.

- Incluyen circuitos circulares con absorbedor de CO_2, permitiendo la reutilización parcial o total de los gases espirados.

Otro tipo sería un ventilador con un circuito de reinhalación incorporado sin absorbedor de CO_2. Todos tienen en común la existencia de 3 componentes básicos:

1. Máquina de anestesia (con el sistema de aporte de gases frescos).
2. Circuito de ventilación.
3. Ventilador mecánico.

La mayoría de los hospitales dispone de un sistema centralizado de aporte de gases (O_2, N_2O, Aire comprimido) que son entregados a una presión de 4 atmósferas que es con la que trabajan la mayoría de los equipos de anestesia. Estos tienen además la posibilidad de

permitir adaptarles pequeñas balas de reserva de gases. Estas balas contienen los gases a elevada presión (entre 50 y 140 atmósferas) por lo que es necesario incorporar válvulas reductoras de presión. Las balas son de diferentes colores (según el gas que contenga) y las conexiones de los gases están protegidas con el sistema Pin Index System (PIS) que incluye pequeñas espigas en diferentes posiciones para evitar los errores de conexión.
La concentración, volumen y mezcla de los gases se regula a través de los *caudalímetros*. Existen 3 tipos fundamentales: de flotador, de paleta y electrónicos. Los más frecuentes son los caudalímetros de flotador (rotámetros) que están compuestos por un tubo graduado, transparente (generalmente de cristal), más estrechos en la base que en el extremo superior, llamado tubo de Thorpe; un flotador y una válvula reguladora que generalmente es de aguja. Son de presión constante y flujo variable, porque es constante la presión que mantiene suspendido el flotador, variando solamente el diámetro del orificio. Se calibran según las propiedades físicas del gas que van a medir; a bajos flujos (menor diámetro) lo más importante es la viscosidad del gas y a flujos altos (mayor diámetro del tubo), la densidad del gas es lo que se tiene en cuenta para medir el flujo.
El flujo se mide en el extremo superior del flotador, menos en los de bola que se mide en el medio; se le coloca un punto en el medio para ver que el flotador gira libremente y no se ha pegado a una de las paredes del tubo. Los modernos traen un sistema de protección mecánico o neumático que evita concentraciones de O_2 menores del 25 % y no permiten utilizar el N_2O sin O_2.
Los caudalímetros de paleta o Gauthier son de orificio constante y presión variable. Están formados por una cámara redonda, donde la entrada de gas se puede medir por el movimiento de la paleta, la cual se sostiene por un muelle espiral. Los sistemas electrónicos miden el flujo por la variación de la temperatura, registrada por un sensor térmico situado en el centro de la corriente de gas, y traducen ésta a un sistema de visualización. Los *circuitos anestésicos* son los responsables de conducir los gases desde la fuente de alimentación hasta el paciente y permitir su eliminación o reutilización. Varios de estos elementos son comunes a la mayoría de los equipos de anestesia. Los *tubos anillados*, son generalmente de material flexible (caucho negro antiestático, silicona o plástico), con un diámetro interior de 22 mm y una longitud entre 110 y 130 cm, teniendo una capacidad de aproximadamente el volumen corriente de un adulto.
Las *bolsas reservorios* son habitualmente de caucho o plástico, con una capacidad mínima igual al volumen corriente de un adulto. Permiten grandes volúmenes sin grandes cambios de presión, disminuyendo la posibilidad de barotrauma. Permiten la ventilación asistida controlada o espontánea.
Las *válvulas de sobrepresión* (o de escape regulable, de Heidbrink, de Waters, de pop-off o espiratoria) según el tipo de circuito, permiten la salida a la atmósfera de una parte o la totalidad de los gases espirados. Se abren a una presión regulable, prefijada entre 0,5 y 80 cm de H_2O.

Las *válvulas unidireccionales* permiten el paso de forma pasiva en una sola dirección. Las más frecuentes son las de cúpula con disco móvil de plástico o metal, que ejercen una baja resistencia al flujo de gas y tienen una baja presión de apertura (0,2 cm H2O). Existen *conectores y adaptadores* que unen los diferentes elementos del circuito. Tienen un diámetro interno ¨las hembras¨ de 22 mm y ¨los machos¨ de 15 mm, pudiendo tener forma de cono, acodadas, en Y, en T o rectas.

Los *absorbedores de CO2* son recipientes de diferentes tamaños, transparentes, con una capacidad aproximada de 1kg de cal sodada o baritada por cada dos litros de capacidad. Su función es absorber parte del CO2 espirado en los circuitos de reinhalación parcial o total. Las partículas tienen un diámetro entre 3 y 6 mm y se ajustan para obtener la mejor eficacia del absorbedor con un mínimo de resistencia. Se coloca el absorbedor en posición vertical porque los gases circulan generalmente en sentido ascendente a través de este. La absorción se consigue por medios químicos, aplicando el principio de la neutralización de un ácido (ácido carbónico) por una base (hidróxido de calcio). La cal sodada (soda lime) está compuesta por hidróxido cálcico (80 %), hidróxido sódico (4 %) e hidróxido potásico (1 %). En el caso de la Cal baritada (baralyme) se sustituye el hidróxido de sodio por hidróxido de bario. Completan la fórmula alrededor de 12 a 14 mL % de agua y pequeñas cantidades de silicatos que evitan la pulverización de los gránulos. El indicador es un ácido o una base débil que forma una sal cuyo color depende de la concentración de iones H. La capacidad absorbente es de 26 L por 100 gramos de absorbente.

Los *vaporizadores* son equipos que permiten la transformación de un agente anestésico líquido en vapor anestésico. El volumen del vapor liberado se expresa en volúmenes % o lo que es lo mismo número de volúmenes de vapor en relación con un total de 100 unidades de volumen de la mezcla gaseosa. La vaporización del anestésico líquido depende principalmente de la presión de vapor, calor latente de vaporización, calor específico, temperatura, presión atmosférica y conductividad térmica. [4]

9.7.4. Circuitos anestésicos

9.7.4.1. Circuitos con reinhalación de gases espirados y absorción de CO2

El circuito circular con flujo unidireccional es el más usado actualmente. Previene la reinhalación de CO2 mediante la absorción por la cal sodada, pero permite la re inhalación parcial del resto de los gases espirados; reponiendo el O2 y el resto de los gases consumidos con un FGF (flujo de gases frescos). Sus componentes están dispuestos en forma circular y su posición relativa da lugar a múltiples circuitos diferentes, variando fundamentalmente la posición de las válvulas unidireccionales , la entrada de FGF, la bolsa reservorio y la válvula espiratoria. Los otros componentes son los tubos corrugados inspiratorios y espiratorios con un conector en Y al paciente, válvula de sobrepresión y recipiente del absorbedor de CO2. Completan el circuito un respirador y el sistema de

aporte de gases y vapores anestésicos. Este circuito permite utilizar FGF muy cercanos al paciente (circuito cerrado) o flujos altos (circuito abierto). [5]

9.7.4.2. Circuito con reinhalación de gases espirados sin absorbedor de CO2

Incluyen la clasificación de Mapleson. No presentan absorbedor de CO_2, válvulas unidireccionales ni válvulas de no reinhalación. Son muy sencillos y con pocas conexiones. Debido a la falta de separación entre el gas inspirado y espirado, se produce una reinhalación parcial, que es mayor cuando el FGF es bajo y/o la ventilación minuto es elevada. Requiere un alto consumo de gas fresco para evitar una reinhalación importante de CO_2, con la consiguiente pérdida de calor y agua y mayor polución.[6]

9.7.4.3. Circuito sin reinhalación de gases espirados

Incorporan en su estructura una válvula de no reinhalación o válvulas unidireccionales accionadas por un ventilador. Al paciente llega una mezcla gaseosa que no contiene gas espirado con lo cual su composición será constante y conocida. El consumo de FGF es elevado. Existen dos tipos: los circuitos con válvulas de no reinhalación y los circuitos de ventilador con válvulas unidireccionales. [7]
Tipos de anestesia

La anestesia se divide en tres categorías principales: general, regional y local; todas ellas afectan de algún modo al sistema nervioso y pueden administrarse utilizando diversos métodos y distintos medicamentos. He aquí las principales características de cada tipo de anestesia:

Anestesia local: Un fármaco anestésico (que se puede administrar en forma de inyección, aerosol o pomada) insensibiliza solamente una parte reducida y específica del cuerpo (por ejemplo, un pie, una mano o un trozo de piel). Con la anestesia local, una persona puede estar despierta o sedada, dependiendo de lo que se necesite. La anestesia local dura poco y se suele utilizar en intervenciones menores y procedimientos ambulatorios (cuando los pacientes acuden a un centro sanitario para una intervención leve y vuelven a casa el mismo día). Si una persona va a ser intervenida en forma ambulatoria en una clínica o en la oficina del médico (por ejemplo, en la consulta del dentista o del dermatólogo), probablemente este será el tipo de anestesia que utilizarán. El fármaco utilizado puede insensibilizar el área anestesiada durante el procedimiento y durante un período de tiempo leve tras la intervención para ayudar a controlar las molestias postoperatorias.

Anestesia regional: Un fármaco anestésico se inyecta cerca de un grupo de nervios, insensibilizando un área más extensa del cuerpo (por ejemplo, por debajo de la cintura,

como en la anestesia epidural que se administra a las mujeres durante el parto). La anestesia regional se suele utilizar para ayudar a los pacientes a sentirse mejor durante y después de las intervenciones quirúrgicas. Generalmente la anestesia regional y la general se combinan.

Anestesia general: La meta es conseguir que la persona permanezca completamente inconsciente (o "dormida") durante la intervención, sin que experimente sensaciones ni dolor, no pueda moverse y no tenga conciencia ni recuerdos de la intervención. La anestesia general se puede administrar por vía intravenosa (IV), que requiere insertar una aguja en una vena, generalmente del brazo, y dejarla allí durante toda la intervención, o bien mediante inhalación de gases o vapores al respirar a través de una mascarilla o tubo.

El anestesista estará presente antes, durante y después de la operación para supervisar la administración del anestésico y asegurarse de que el paciente recibe en todo momento la dosis adecuada. En la anestesia general, el anestesista utiliza una combinación de diversos medicamentos para:

- Mantener dormido al paciente
- Evitar el dolor durante la intervención y aliviarlo después de la misma (utilizando fármacos denominados analgésicos)
- Reducir la ansiedad
- Relajarle los músculos, ayudándole a permanecer inmóvil
- Impedir que recuerde lo sucedido durante la intervención.

[8]

9.7.5. Resumen de subcapítulo

La anestesia son fármacos usados para eliminar completamente la sensibilidad de una persona para aliviar el dolor de alguna herida provocada, o para poder permitir que se realice alguna intervención quirúrgica sin que el paciente sienta algo durante el procedimiento. Hoy en día la electrónica está involucrada con la creación de maquinas para el manejo de la anestesia y facilitar el trabajo de los anestesiólogos. En general esta relacion se establece cuando la electrónica interviene en la construcción de maquinas ventilación mecánica, las cuales sustituyen temporalmente la función pulmonar normal con el uso de un ventilador mecánico, proporcionando de forma cíclica una presión suficiente en la vía aérea que sobrepase las resistencias al flujo aéreo y permita una insuflación pulmonar intermitente. En el otro caso se usan sistemas de infusión, para aliviar el dolor durante la recuperación de algún paciente luego de alguna gran intervención.

REFERENCIAS

[1] Evangelina Dávila Cabo de Villa, Carlos Gómez Brito, Magaly Álvarez Bárzaga, Humberto Saínz Cabrera, Rosa Mirta Molina Lois. "Monitorización intraoperatoria". *Anestesiología clínica*
Editorial Ciencias Médicas. Pag: 141-142

[2][3] Evangelina Dávila Cabo de Villa, Carlos Gómez Brito, Magaly Álvarez Bárzaga, Humberto Saínz Cabrera, Rosa Mirta Molina Lois. "La vía aérea y su abordaje". *Anestesiología clínica.* Editorial Ciencias Médicas. Pag: 159-162

[4] Evangelina Dávila Cabo de Villa, Carlos Gómez Brito, Magaly Álvarez Bárzaga, Humberto Saínz Cabrera, Rosa Mirta Molina Lois. "Ventilación mecánica". *Anestesiología clínica*
Editorial Ciencias Médicas. Pag: 250-258.

[5][6][7] Evangelina Dávila Cabo de Villa, Carlos Gómez Brito, Magaly Álvarez Bárzaga, Humberto Saínz Cabrera, Rosa Mirta Molina Lois. "Ventilación mecánica". *Anestesiología clínica*
Editorial Ciencias Médicas. Pag: 259-261.

[8] http://kidshealth.org/teen/en_espanol/cuerpo/anesthesia_types_esp.html

10

PRESENTE Y FUTURO

10.1. INGENIERIA CLINICA: CULTURA ORGANIZACIONAL DEL MANTENIMIENTO HOSPITALARIO

La ingeniería clínica (IC) se concibe como una especialidad de la ingeniería biomédica en la que el ingeniero desarrolla sus actividades como parte integral de los grupos multidisciplinarios al cuidado de la salud. El ingeniero clínico es un profesional facultado para desempeñarse en la gestión tecnológica en el ámbito hospitalario, definida como la suma de procedimientos de ingeniería y gerencia que permiten asegurar el uso óptimo de la tecnología médica instalada en la institución, contribuyendo a que la estancia del paciente en el ámbito hospitalario sea segura. De esta manera, se ha considerado a la ingeniería clínica como una actividad profesional más que académica, que evoluciona resolviendo las necesidades y retos que la tecnología médica genera dentro del ámbito hospitalario, en la cotidianidad del trabajo día a día.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

10.1.1. El papel de la Tecnología

Las tecnologías biomédicas incluyen los dispositivos, equipos, sistemas, programas, suministros, fármacos, biotecnológicos, así como los procedimientos médicos y quirúrgicos usados en la prevención, diagnóstico, y tratamiento de enfermedades en humanos. La aplicación de la tecnología a la medicina ha jugado un importante papel que continuará aumentando en el futuro. La tecnología médica contribuye a la prevención de enfermedades mediante la protección o disminución de los riesgos de ocurrencia, así como también permite limitar los impactos de las enfermedades. La tecnología es la principal herramienta del diagnóstico a fin de obtener los signos clínicos con el propósito de

identificar la naturaleza, causa y extensión de un evento patológico. La tecnología contribuye asimismo al tratamiento por restauración, mejoramiento o sustitución de las funciones fisiológicas y corporales, así como previene de su deterioro o de dolor al individuo, garantizándole el disfrute de una adecuada calidad de vida. Gracias a su empleo la tecnología permite acortar el periodo de enfermedad o recuperación de los individuos y su reincorporación a la sociedad. Hay abundantes ejemplos que demuestran como la medicina moderna está utilizando nuevos instrumentos para extender su poder de observación, manipulación y control.
La mejor tecnología es aquella que con alta efectividad en la prevención, detección, análisis y tratamiento de enfermedades. También se evalúa su efectividad en función del incremento de la esperanza o calidad de vida, en función de prevenir la muerte prematura, en función de posibilitar el fácil y rápido acceso a los cuidados de salud y en función de incrementar el uso eficiente de los recursos. La década pasada ha dejado un impresionante desarrollo de las tecnologías biomédicas, los países industrializados han reportado negocios millonarios en el área, algunos tienen en sus redes hospitalarias cientos de equipos de resonancia magnética nuclear y miles de tomógrafos computarizados.

10.1.2. Los Sistemas Sanitarios

El Sistema Sanitario es el conjunto de instituciones de un país que se ocupan del estudio, prevención, control y curación de las enfermedades. La llamada sociedad moderna está en una constante búsqueda a fin de incrementar la calidad y mejorar la eficiencia de los Sistemas Sanitarios y aunque muchas estrategias y experiencias han sido aplicadas el modelo óptimo aún no ha sido encontrado. Sin embargo los Sistemas Sanitarios actuales suelen estar más enfocados hacia la curación de la enfermedad que hacia su prevención, lo que determina que sean sistemas caros e intensivos en tecnología. La toma de conciencia por parte de los organismos internacionales de esta realidad ha conducido a desplazar la atención de muchos estados, hacia la intensificación de la asistencia primaria. La mayor atención hacia la asistencia primaria modifica, en parte, las prioridades tecnológicas, al crear un nuevo tipo de demanda que sin excluir la sofisticación técnica, prima la extensión del uso de esta, basándose en que resulta más barato prevenir que curar. En la prestación de los servicios médico-asistenciales convergen múltiples factores tales como recursos humanos, financieros, administrativos, tecnológicos, biológicos, etc., los cuales para el análisis pueden agruparse en:

a) Factores Médico-biológicos
b) Factores Médico-administrativos
c) Factores Médico-tecnológicos.

Por analogía, un Sistema de Salud se puede subdividir en tres sub-sistemas:

1. Sub-sistema Médico-biológico
2. Subsistema Médico-administrativo
3. Sub-sistema Médico-tecnológico

Precisamente una de las grandes fallas de muchos Sistemas de Salud, sobre todo en países no desarrollados, es que sus recursos humanos sólo cubren los aspectos biológicos, es decir, médicos, bioanalistas, enfermeras, farmaceutas, etc., mientras otros profesionales como gerentes, administradores, ingenieros, son sólo casuales y su presencia no influye en el desenvolvimiento del sistema. Sin embargo, cada día los avances en el campo de las tecnologías médicas son más espectaculares y por ende los equipos más sofisticados y costosos. Frecuentemente, en el desarrollo de estas tecnologías, se utilizan logros obtenidos dentro de las investigaciones de las Ciencias Técnicas y las Ciencias Exactas, por lo que sus principios de funcionamiento, en muchos casos, están fuera del alcance de los profesionales de las Ciencias de la Vida, quienes se convierten en meros usuarios. No obstante, no es lo sofisticado de algunos equipos lo que justifica la presencia de profesionales de las Ciencias Técnicas en la medicina, sino la diversidad de tecnologías, su utilización, los estudios de costo-beneficio, el entrenamiento al personal médico y paramédico que actuarán como operadores, la preparación de técnicos encargados del mantenimiento y la calibración de los equipos y en particular la gestión especializada de la tecnología en el medio hospitalario, a fin de que la institución alcance el nivel de calidad que la sociedad le exige y espera de ella. Ello es, lo que condiciona sin prórroga ni dilaciones la inmediata vinculación de los profesionales de las ciencias técnicas y exactas a los sistemas sanitarios, y también demanda de una preparación adicional del profesional de las Ciencias de la Vida responsabilizado con el sector.

Tradicionalmente en los países de Latinoamérica las instituciones médicoasistenciales han sido planificadas y administradas exclusivamente por médicos, quienes se han visto obligados a asumir el papel que le correspondería a otros profesionales a causa de la no-existencia de recursos humanos especializados capaces de asumir tales funciones. Por otra parte la indiferencia o falta de creatividad de las autoridades responsables de la prestación de los servicios médico-asistenciales, unido a la ineficiencia característica del subdesarrollo con los tradicionales problemas económicos de las naciones, lo que convierte en más costosas y en muchos casos inalcanzables las tecnologías biomédicas de las cuales Latinoamérica es totalmente dependiente, hacen del problema de la salud algo que pareciera no tener solución.

10.1.3. El Ingeniero Clínico

El Ingeniero Clínico al igual que el Ingeniero Biomédico es un profesional que resuelve problemas de las ciencias de la vida aplicando los métodos propios de las ciencias exactas y la ingeniería. En particular el Ingeniero Clínico auxilia al staff médico a mejorar la calidad de la atención a costos óptimos. El Ingeniero Clínico deberá estar preparado para:

- Lograr pequeños desarrollos para dar solución a diferentes problemas que se presentan en el ámbito médico-hospitalario, propios del campo de la bioingeniería.
- Programar y dirigir la ejecución del mantenimiento preventivo para el equipamiento médico instalado de acuerdo a las normativas oficiales vigentes y las recomendaciones del fabricante.
- Efectuar el mantenimiento correctivo del equipamiento que lo requiera.
- Coordinar el almacenamiento y distribución de las partes, piezas de repuesto e insumos, requeridos como soporte de la tecnología biomédica instalada en el hospital. Las piezas de repuesto y partes almacenadas deberán cubrir las necesidades del mantenimiento de acuerdo con la frecuencia de fallos.
- Coordinar y administrar los contratos de mantenimiento de la tecnología biomédica instalada.
- Investigar los accidentes y daños relativos a la instrumentación biomédica.
- Cumplir con los procedimientos metrológicos de verificación establecidos para la instrumentación biomédica.
- Garantizar el cumplimiento de las normas para la seguridad de los equipos y las instalaciones, a fin de minimizar las causas de riesgo para pacientes y operadores. Ello incluye establecer programas de adiestramiento y capacitación relacionados con las normas de seguridad eléctrica del hospital, sistemas y equipos médicos.
- Coordinar las nuevas inversiones de tecnologías biomédicas, a fin de propiciar la mejor selección de acuerdo al crecimiento programado, procurando adecuadas garantías de mantenimiento del nuevo equipo a fin de asegurar su explotación durante toda su vida útil.

10.1.4. Gestión Tecnológica Hospitalaria

Cada día los avances en el campo de las tecnologías médicas son más espectaculares y por ende los equipos más sofisticados y costosos. Frecuentemente, en el desarrollo de estas tecnologías, se utilizan logros obtenidos dentro de las investigaciones de las ciencias físicas, por lo que sus principios de funcionamiento, en muchos casos, están fuera del alcance de los profesionales de la medicina, quienes se convierten en meros usuarios. Sin embargo, no es lo sofisticado de algunos equipos lo que justifica la presencia de los

ingenieros en el hospital. Es la diversidad de tecnologías y su utilización, los estudios de costo-beneficio, el entrenamiento a los usuarios y técnicos encargados del mantenimiento, calibración, etc. y en general la gestión de la tecnología en el medio hospitalario.
Las tecnologías biomédicas incluyen los dispositivos, equipos, sistemas, programas, suministros, fármacos, biotecnológicos, así como los procedimientos médicos y quirúrgicos usados en la prevención, diagnóstico, y tratamiento de enfermedades en humanos. La aplicación de la tecnología a la medicina ha jugado un importante papel que continuará aumentando en el futuro. La Gestión Tecnológica Hospitalaria es una labor de aproximación sistemática para proveer al hospital de la tecnología apropiada, segura, eficaz y a costos-efectivos. En otras palabras la Gestión Tecnológica Hospitalaria es el conjunto de procedimientos llevados a cabo para la adquisición, instalación y uso de las tecnologías biomédicas a fin de garantizar su explotación con el máximo de prestaciones de calidad y seguridad a costos efectivos.

10.1.5. El Departamento de Ingeniería Clínica

Una institución hospitalaria requerirá de un servicio de Ingeniería Clínica cuando comprenda toda la potencialidad que ofrece la tecnología para luchar contra las enfermedades y en consecuencia la acepte como nueva especialidad aliada a la medicina sin la cual se debilitaría. Una institución hospitalaria debe tener un departamento de Ingeniería Clínica cuando le resulte imprescindible y más rentable para llevar a cabo la Gestión de la Tecnología en el Hospital, ya que es el factor económico el aspecto determinante. En instituciones pequeñas estos servicios pueden obtenerse desde departamentos de Ingeniería Clínica de hospitales cercanos o de organizaciones especializadas. La misión del Departamento de Ingeniería Clínica es la de garantizar una atención de excelencia a costos razonables, mediante una eficaz Gestión Tecnológica Hospitalaria.

Funciones principales del Departamento de Ingeniería Clínica:

a) *Control de Costos*

1. Selectividad en la aplicación de nuevas tecnologías y asesoría sobre adquisición.
2. Supervisión de Contratos de Servicios.
3. Dotación de nuevas facilidades o ampliaciones.
4. Asesoramiento y evaluación de equipos a ser comprados.
5. Análisis de Costos.

b) Equipos Médicos

1. Calibración.
2. Instalación.
3. Inspección de equipos nuevos y pruebas de aceptación.
4. Mantenimiento preventivo y correctivo.
5. Actividades clínicas mediante el manejo o supervisión "en caliente" de medios de alta tecnología.
6. Diseños especiales y modificaciones de equipos para requerimientos específicos del hospital.
7. Investigación clínica y desarrollo.

c) Procedimientos

1. Entrenamiento de usuarios.
2. Biblioteca Técnica.
3. Seguridad hospitalaria.
4. Control del equipamiento (inventario)
5. Control de insumos y piezas de repuesto
6. Medidas de productividad.

10.1.6. Criterios para la organización de un Departamento de Ingeniería Clínica

La magnitud del Departamento de Ingeniería Clínica dependerá de la cantidad de servicios, tamaño, equipamiento y nivel tecnológico de las instituciones de salud a su cargo. A continuación se examinan algunos requisitos generales, por diferentes áreas. El Departamento de Ingeniería Clínica puede estar compuesto por:

a) ***Dirección***: La dirección del departamento de Ingeniería Clínica tendrá a su cargo el control sobre la ejecución de: el Plan de inspecciones, mantenimiento preventivo y correctivo, programas de Inversiones, programas de Investigación y desarrollo, programas de Capacitación, planes de Trabajo de las Secciones y Grupos que integran el Departamento. También evaluaciones periódicas y proyecciones de trabajo a fin de aumentar la productividad y competitividad de la Instalación de Ingeniería Clínica.

b) ***Especialidades Técnicas:*** Las secciones de Especialidades Técnicas se organizan en función de la cantidad, complejidad y diversidad de equipos instalados, servicios médicos y proyecciones de las instituciones de salud. Ellas pudieran ser:

- *Electrónica Médica:* Agrupando Equipos electrónicos para el registro y procesamiento de bioseñales, típicamente ECG, EEG, EMG, medidores de presión, temperatura, etc., puede incluir de no ser agrupados en otras secciones equipos tales como monitores, desfibriladores, ultrasonidos, algunos equipos del laboratorio clínico, electroestimuladores, etc., Esta sección está integrada por especialistas de perfil electrónico.

- *Equipos de Laboratorio:* Agrupa los equipos del Laboratorio Clínico y otros dedicados a la investigación Médica, Biotecnológica o Farmacéutica. Participan especialistas en electrónica, automática, instrumentación y electromecánica.

- *Cuidados Intensivos, Intermedios y Especiales:* Agrupa los equipos de monitoreo, terapia y sostenimiento de la vida, tales como monitores, desfibriladores, ventiladores, máquinas de diálisis, flujo laminar, etc. Participan especialistas en electrónica, instrumentación, automática y electromecánica.

- *Imágenes:* Agrupa los equipos de Rayos X, Tomografía, Ultrasonidos y RMN, puede incluir otros equipos generadores de imagen como Gammacámara. Participan especialistas en electrónica o en automática.

- *Medicina Nuclear:* Agrupa los equipos de radiaciones particularmente los empleados en oncología o que emplean indicadores radioactivos. Participan especialistas en electrónica, instrumentación, automática, nuclear y electromecánica.

- *Equipos para la Oftalmología:* Agrupa los diferentes equipos utilizados para el diagnóstico en la especialidad, así como otros de características especiales empleados para la terapia. Participan especialistas en electrónica, instrumentación, óptica, automática y electromecánica.

- *Óptica:* Agrupa los diferentes medios de magnificación y aplicaciones médicas del Láser. Participan especialistas en electrónica, instrumentación, óptica, física, automática y electromecánica.

- *Esterilización y Gases Medicinales:* Agrupa los medios de esterilización, anestesia, oxigenoterapia y similares. Participan especialistas en, instrumentación, automática y electromecánica.

- *Quirófanos:* Agrupa los equipos en esta área, incluyendo mesas y lámparas. Puede incluir monitores, desfibriladores, maquinas de circulación extra corpórea, etc. Participan especialistas en, electricidad, mecánica, electrónica, instrumentación, automática y electromecánica.

- *Equipos Especiales:* Agrupa otros equipos que por su complejidad no se agrupen en otros grupos, estos pudieran ser, litrotricia extra corpórea, cámara gamma, RMN, oxigenación hiperbárica, corazón artificial, etc. Participan especialistas en, electricidad, mecánica, electrónica, instrumentación, automática y electromecánica.

c) ***Verificación y Control de la Calidad:*** La sección de Verificación y Control de la Calidad, es la encargada de verificar todos los equipos que han sido objeto de mantenimiento correctivo (o preventivo si se establece por plan). Debe tener a su cargo además chequear la calidad del mantenimiento, cumplimiento de las normas de disciplina tecnológica, verificación de los niveles de seguridad del equipo y su instalación, visibilidad de procedimientos y normas de seguridad para el empleo de los diferentes equipos, etc. Está obligada a poner en conocimiento del organismo competente las violaciones que se produzcan de las normas de seguridad o disciplina tecnológica, con el correspondiente informe técnico, a fin de que se tomen las medidas necesarias para minimizar riesgos.

d) ***Talleres Generales:*** Esta sección agrupa todas las acciones de apoyo al trabajo del Departamento de carácter general tal como: pintura, latonería, soldadura, maquinado, galvanoplastía, circuito impreso, vidrio, reparación de motores, bombas, compresores, transformadores, etc.

e) ***Capacitación***: La Sección de Capacitación será la encargada de gestionar, programar, ejecutar y controlar la superación técnica del personal del Departamento de Ingeniería Clínica y de todo el personal médico y paramédico con respecto a las Tecnologías Biomédicas. Controlará que se cumpla la regla de disciplina tecnológica de que nadie repara u opera un equipo sin estar capacitado para ello.

f) ***Información Científico-Técnica:*** es la encargada de guardar, conservar y controlar la documentación siguiente:

- Manuales de Servicio o Reparación.
- Manuales de Usuario u Operador.
- Instrucciones o Procedimientos Especiales, Notas de Aplicación, etc.
- Literatura Científico Técnica relacionada con la especialidad tales como: Textos,
- Manuales, Instructivos, Tesis, Revistas y Otros de interés.

g) ***Archivo:*** La Sección de Archivo, es la encargada de guardar y controlar que se mantengan actualizados los libros de mantenimiento de cada uno de los equipos. Se guiará para ello por el plan de mantenimiento preventivo y correctivo.

h) ***Sistemas***: *l*a Sección de Sistemas es la encargada de la automatización de:

- Gestión de Mantenimiento.
- Control de Almacenes.
- Control de Equipos (Catastros o Inventarios)
- Controles estadísticos encaminados al aumento de la productividad y competitividad.

i) ***Almacenes:*** la Sección de Almacenes es la encargada del almacenamiento y conservación de piezas, repuestos, partes e insumos de acuerdo a las necesidades del mantenimiento y las tareas de investigación-desarrollo. Se ha de controlar los niveles de existencia de manera tal que no se produzcan ni faltas ni excesos de ítems.

j) ***Administración:*** la Sección de Administración es la encargada de facilitar todo el trabajo administrativo relacionado con:

- Contratos de Mantenimiento.
- Garantías.
- Cuentas por Cobrar.
- Cuentas por Pagar.
- Control de personal.
- Adquisición y distribución de medios, herramientas e insumos para el trabajo.
- Garantizar el Mantenimiento, Higiene y Condiciones de Trabajo de la instalación.
- Seguridad y protección de la instalación y sus recursos.

10.1.7. La Disciplina Tecnológica en el Departamento de Ingeniería Clínica

Disciplina significa obediencia y sobre todo orden, sin un mínimo de disciplina ninguna organización humana se sostiene ni es duradera. Cuando de tecnología se trata la disciplina garantiza en gran medida la seguridad de operadores y usuarios. La humanidad ha conocido de verdaderos desastres por violaciones de la disciplina tecnológica, en la operación de plantas nucleares, industria química, aviación y otros medios de transporte como el marítimo, ferroviario y terrestre. También con la introducción cada vez mayor de tecnologías en los sistemas de salud, han crecido las causas de riesgo en estas instalaciones, reportándose numerosos accidentes. Pero no se trata de renunciar a estos avances como algunos han llegado a proponer, sino en aumentar la seguridad en su empleo para que cumplan su único objetivo: el de contribuir a restablecer la salud y salvar vidas humanas.

El Departamento de Ingeniería Clínica es el responsable en la institución de salud de crear conciencia alrededor de estos aspectos y perfeccionar la disciplina tecnológica a fin de que su staff y los operadores de equipos médicos sigan procedimientos seguros en su operación y mantenimiento que minimicen las causales de riesgo y por ende la ocurrencia de accidentes.

10.1.8. Valoración tecnológica

La valoración de la tecnología médica es cualquier proceso usado para examinar y reportar las propiedades de la tecnología médica para el cuidado de la salud, así como la seguridad, eficacia, indicaciones para su uso, análisis de los costos, relación costo-beneficio, etc. También incluye las consecuencias sociales, económicas y éticas que se derivan de este proceso.

Las organizaciones con liderazgo en cuidados de salud llevan a cabo una exitosa planeación estratégica. La planeación estratégica se realiza a largo plazo (normalmente de 2-5 años) y se actualiza anualmente Una valoración primaria de la tecnología es aquella que busca previamente datos inexistentes a través de la investigación, empleando estudios clínicos a largo plazo. Mientras que una valoración secundaria de la tecnología es la que se basa en datos publicados, entrevistas, cuestionarios y la información tomada por otros métodos, resultando mejor que las investigaciones originales las cuales usan datos nuevos.

Los objetivos principales de la valoración tecnológica son los que se mencionan a continuación:

- Dar seguimiento a los desarrollos de las nuevas tecnologías.

- Valoración de la eficacia clínica, la seguridad y la razón costo-beneficio de las nuevas y específicas tecnologías, incluyendo su efecto sobre las tecnologías ya establecidas.
- Evaluación de los costos y beneficios, a corto y largo plazo.
- Evaluación de las propiedades de las tecnologías existentes y sus usos clínicos junto con la identificación de tecnologías caducas y su reposición.
- Acumular información sobre equipamiento médico.
- Facilitar continuamente interacciones entre las necesidades, ofertas y capacidades.
- Perfeccionar el proceso presupuestario planificado a largo plazo a fin de satisfacer las necesidades relativas a la adquisición de equipos médicos.
- Asegurar un mejor control, planificación y dirección de la tecnología médica.

La tecnología médica continúa su evolución reflejando un impacto sobre los resultados de los pacientes, las operaciones en los hospitales y los recursos financieros. La habilidad para dirigir esta evolución y su subsecuente implicación se ha convertido en un gran reto para todas las organizaciones que se dedican al cuidado de la salud. La exitosa dirección de la tecnología asegurará una buena y correcta interacción entre las necesidades y las capacidades, y entre los especialistas dedicados a esta labor. Para ser exitoso un proceso de valoración de tecnología avanzada, debe ser parte integral de la planificación de esta tecnología y del programa de dirección en un hospital, conociendo las necesidades de los pacientes, de los usuarios y del grupo de apoyo a esta actividad. Esto facilitará una mejor planificación de los equipos y la correcta utilización de los recursos del hospital.
El director del hospital o institución, con vistas a desarrollar un proceso exitoso en la implementación y dirección de los cambios tecnológicos, deberá tener conocimientos claros acerca de la cultura de la organización, las necesidades de los usuarios de los equipos, el ambiente en el cual los equipos son aplicados y se desarrollan, así como el mantenimiento de los mismos y las capacidades de las nuevas tecnologías.

10.1.9. Administración y control de garantías

Una vez que ha sido determinada y aprobada la compra de un equipo médico, es necesario la elaboración de un contrato de compra-venta, basado en requerimientos de carácter internacional y que permite además la protección de los intereses del hospital. Muchos contratos son firmados sin el verdadero o completo entendimiento por ambas partes. Los contratos ofrecidos a hospitales no son una excepción en este sentido. Mientras el hospital está enfrascado en la negociación de los términos como precio y servicio a realizar, otros términos y condiciones son aceptados sin mucha discusión o entendimiento.

Debido a la alta responsabilidad que implica el cuidado del paciente, el hospital posee inevitables motivos que lo obligan a tomar las medidas más razonables, que aseguran la realización apropiada del servicio convenido. Por esta razón el servicio del vendedor durante el período de garantía, debe ser monitoreado.
La responsabilidad potencial del hospital por los daños a pacientes como resultado del servicio deficiente al equipamiento, ya sea por su propio personal, o por el del vendedor, es otra razón para una cuidadosa supervisión de todo servicio al equipamiento.
El mito de que el servicio de garantía no cuesta nada no es una justificación para ignorar las obligaciones del fabricante, pues el hospital ha pagado por ese servicio como parte del precio de adquisición. Por lo tanto el monitoreo durante el período de garantía debe incluir el chequeo para asegurar que todo el mantenimiento preventivo es realizado, si está incluido en la garantía, y que los requerimientos de reparación se realizan a tiempo y apropiadamente.
Sólo con un cuidadoso control de los registros del servicio podrá el hospital tomar decisiones sobre la base de la experiencia, acerca del servicio de post-garantía. Otra medida importante de este servicio es la seguridad que antes que la garantía expira, todos los problemas presentados han sido reportados al fabricante. Esto requiere que se lleve un documento de control por los departamentos de usuarios, de forma que los mismos tengan conocimiento de la fecha de expiración de la garantía. Además si existen problemas pendientes cuando la garantía expira, el hospital podría obtener una confirmación escrita de que la reparación será completada bajo garantía.
Constituye una mayor responsabilidad controlar las evaluaciones periódicas, y el monitoreo diario del mantenimiento preventivo y las reparaciones del vendedor. Si esa responsabilidad es descentralizada a los departamentos de usuarios, existe una gran posibilidad de que al final algunas de ellas sean escasamente controladas. Se recomienda para una administración más efectiva de tales aspectos, que a uno de los departamentos en el hospital, se le asigne la responsabilidad de administrar el servicio de todos los equipos médicos, independientemente del lugar donde el equipo este localizado. El hospital debe prestar particular atención a los equipos cuyo costo de servicio es muy alto, tales como la TAC y RMN.

10.1.10. Mantenimiento Planificado del Equipo Médico

El Mantenimiento Planificado del Equipo Médico es el trabajo realizado sobre el equipo según una planificación, su propósito puede ser una mezcla de uno o más de los siguientes objetivos:

- *Pruebas de seguridad:* se llevan a cabo para verificar que el equipo está en correspondencia con las regulaciones y requerimientos de seguridad establecidos. Para comprobar y mantener las condiciones de seguridad eléctrica en áreas de pacientes es necesario contar con micro amperímetros o detectores para la comprobación de corrientes de fuga, ohmetros, dispositivos aislados y probadores de receptáculos. Para la protección contra los rayos X se requieren detectores de radiación y monitores. La seguridad del entorno de la instalación puede requerir además instrumentos para medir temperatura, humedad y señales interferentes magnéticas o de alta frecuencia.

- *Verificación y Calibración:* la Verificación se lleva a cabo para comprobar que el equipo está completamente operacional dentro de los límites especificados. La calibración implica que el dispositivo es comparado contra un estándar confiable. Para efectuar la verificación y calibración de instrumentos se necesitarán medios de medición, la aplicación de señales de calibración, voltajes corrientes, impedancias, flujo, calor o energía, así como simular señales fisiológicas etc. En todos los casos a fin de seguir sus recomendaciones el fabricante o el vendedor deben suministrar, los procedimientos y cartas para efectuar la calibración, en algunos casos, debe suministrar también accesorios específicos para efectuar la calibración del equipo. La certificación de la calibración del instrumento se realizará únicamente por las instituciones metrológicas oficialmente acreditadas para ello en el país.

- *Mantenimiento Preventivo:* este mantenimiento normalmente incluye inspecciones periódicas de instrumentos y equipos, haciendo las tareas de limpieza, lubricación, ajuste, comprobación y reemplazo de componentes defectuosos, que pudieran fallar, alterando el estado operacional del equipo antes de la próxima inspección. Para ejecutar estas tareas el personal de mantenimiento requiere simples herramientas, multímetros de propósito general, insumos de limpieza para equipos electrónicos, eléctricos y mecánicos, insumos básicos para el trabajo eléctrico y mecánico tales como alambres, conectores, tornillos, etc. Las facilidades del taller de electrónica deben incluir probadores de CI, osciloscopios, generadores de baja y alta frecuencia, fuentes, cargadores y probadores de baterías. herramientas de mano, soldadores, generadores de funciones y equipos para el mantenimiento y la reparación de sistemas digitales. Es imprescindible seguir en cada caso las recomendaciones del fabricante, según las instrucciones del manual de mantenimiento. Es recomendable la planificación de estas acciones en fecha, empleando técnicas de mantenimiento programado en computadora.

10.1.11. Resumen de subcapítulo

La Ingeniería Clínica a pesar de haber surgido como un área dentro de la Ingeniería Biomédica, hoy en día es considerada una profesión afín. El sistema de salud moderno confía ampliamente en los dispositivos y equipos médicos para brindar mayor calidad y un mejor servicio a los pacientes. El cuidado proporcionado por los entes prestadores de servicios de salud como clínicas y hospitales dependen de esta tecnología: con la cual se encuentran equipados para mejorar y optimizar los servicios de atención y tratamiento de la salud de los pacientes. Por lo dicho anteriormente es muy importante contar con una persona capacitada que pueda proporcionar con eficacia un plan para la adquisición, mantenimiento y reemplazo de estos equipos médicos, y además, que esté en condiciones de optimizar la relación coste/beneficio en la institución. El ingeniero clínico es aquella persona capaz de desarrollar el plan de adquisición que beneficiará, no sólo a la institución prestadora de servicios de salud, sino también al paciente y al personal médico.

REFERENCIAS

Ernesto Rodríguez Denis. *Ingeniería Clínica.* Instituto Superior Politécnico *José Antonio Echeverría* Centro de Bioingeniería.

10.2 DIRECCIONES FUTURAS DE LA INGENIERIA BIOMEDICA

La Ingeniería Biomédica es un campo de las ciencias muy reciente, los expertos consideran que su desarrollo apenas está entrando en la etapa de su "infancia", lo que quiere decir que son extremadamente variados los avances que se van a lograr en cada una de las áreas de estudio que la componen. Actualmente la robótica médica, la telemedicina, la imagenología médica y la simulación quirúrgica son las áreas donde más se concentra el desarrollo, esto apoyado en cada vez más actuales estudios Biomecánicos, estudios de Biomateriales y de los mismos sistemas fisiológicos del cuerpo humano. Todo esto solo asegura que el nivel del cuidado de la salud en los próximos años será mucho mejor que el actual, con costos reducidos y donde la distancia puede ya no ser un problema en el tratamiento de las enfermedades que aquejan al hombre.

La información contenida en el presente subcapítulo fue tomada, resumida y adaptada a partir de las referencias bibliográficas suministradas al final del mismo.

10.2.1. Robots para rehabilitación en Padua, Italia

Un grupo de investigadores liderados por el profesor Adolfo Rossi, del departamento de innovación en mecánica y gerencia (DIMEG por sus siglas en ingles) de la universidad de Padua, Italia. Han creado un grupo de robots que auxilian a los especialistas en el procesa de rehabilitación de pacientes. Aunque en sus inicios los robots construidos por este grupo no tenían la finalidad de ser usados para rehabilitación, solo serian usados para pruebas de investigación, hoy se usan en ambientes clínicos para lograr una recuperación más rápida y segura de los pacientes en rehabilitación. Dichos robots son:

NeReBot (NEuro REhabilitation roBOT)

El NeReBot es una maquina transportable usado para sostener y mover el antebrazo de un paciente, durante su proceso de rehabilitación. Este dispositivo es usado para producir un movimiento del miembro superior en espacio de trabajo tridimensional relativamente amplio (ejercicios de abducción-aducción, pronación y supinación del antebrazo, y flexión del codo pueden ser implementados). El robot se compone de una base movible y una estructura superior ajustable, donde se originan los cables usados sobre al paciente. Estos cables son utilizados para sostener una tablilla en la que se sujeta el antebrazo del paciente. El ejercicio se registra usando un procedimiento de aprendizaje por muestra muy simple: el terapeuta mueve al paciente a través de una serie de puntos establecidos que son registrado por el mismo sistema (fase de aprendizaje); después de esto, el control del sistema genera trayectorias articulación-interpolada para los tres motores conectados a los

cables. Como resultado se obtiene un movimiento muy suave y cómodo del antebrazo (fase de terapia).



Figura 194. *NeReBot*

Imagen tomada de Aldo Rossi, Giulio Rosati. Rehabilitation robotics in Padua, Italy. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 12-15, Noordwijk,. The Netherlands. Pag 3

Las trayectorias del brazo obtenidas con el dispositivo se evalúan por medio del una herramienta de simulación que estudia la interacción entre el brazo humano y el robot. Esta herramienta fue concebida sobre la hipótesis que el paciente permanece completamente pasivo y su movimiento es cómodamente lento, de tal forma que los efectos dinámicos puedan ser no tomados en cuenta. Por medio del continuo uso de esta herramienta de simulación, un conjunto de configuraciones óptimas de la estructura superior han sido identificadas. De esta manera el dispositivo puede ser optimizado de acuerdo al ejercicio de rehabilitación específico.

MariBot (MARisa roBOT)

El MariBot se muestra en la figura 195. Como se muestra los principios básicos de este dispositivo son los mismos del NeReBot. Sin embargo, la estructura superior ajustable fue reemplazada por un brazo robótico controlado serialmente. De esta manera, la configuración de cables puede ser cambiada durante la terapia, de acuerdo al movimiento

horizontal del miembro superior del paciente. Como resultado, el espacio de trabajo fue definitivamente mejorado, incluyendo casi todo el rango de movimiento del brazo humano. Además, al MariBot no necesita configurarse al principio de la terapia, lo que simplifica el trabajo del terapista. Otro avance es que el peso del robot se ha reducido significativamente, por medio del uso como estructura base de un dispositivo comercial de elevación.



Figura 195. MariBot

Imagen tomada de Aldo Rossi, Giulio Rosati. Rehabilitation robotics in Padua, Italy. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 12-15, Noordwijk,. The Netherlands. Pag 3

El MariBot es usado en los mismos pacientes que usan el NeReBot. El comportamiento de los robots ha sido estimado por medio de la adaptación la herramienta de simulación usada en el sistema NeReBot. Dicho simulado fue usado para comparar trayectorias del brazo obtenido del NeReBot y del MariBot. La comparación probó que la segunda maquina es mucho mejor, incluso en el movimiento sobre el plano vertical. [1]

10.2.2. Comunicación inalámbrica 3G para sistema de teleultrasonografía robótica

El cuidado de salud móvil (M-Health) ha sido definido como "computación móvil, sensor medico, y tecnologías de comunicación para el cuidado de la salud". Este concepto emergente representa la evolución de los sistemas e-Health (salud estática) de las

tradicionales plataformas de "telemedicina" de escritorio, a configuraciones móviles e inalámbricas. Recientes y aun emergentes desarrollos en comunicaciones inalámbricas integradas con desarrollos en tecnología portable tendrán un impacto radical en el futuro del servicio del cuidado de la salud. Una de las nuevas áreas de aplicación avanzada del cuidado de la salud móvil que aun no se ha investigado con detalle es el sistema robótico inalámbrico de teleultrasonografía.
El uso de la robótica teleutrasonografica es usada principalmente para llevar el servicio a aquellos lugares donde no existen los equipos regulares de ultrasonido. También pueden ser usados para el entrenamiento de centros médicos remotos no especializados en ultrasonográfia, además de que pueden ser usados para poder dar la opinión de expertos en escenarios militares. La amplia disponibilidad de los sistemas de tercera generación 3G en los países desarrollados permite el amplio uso de de dichos sistemas de robótica, especialmente en áreas remotas y desoladas, lo que ciertamente se reflejara en una eficiencia en el cuidado de la salud y una mejora en el cuidado médico de estos países.

OTELO

El sistema robótico médico avanzado que usa un robot ultra ligero (OTELO), fue un proyecto de la Sociedad Europea de Tecnologías de Información (IST). Dicho proyecto integra un completo sistema de extremo a extremo de tecnología de teleecografía para grupos poblacionales que no sean atendidos localmente, ni de forma temporal o permanente, por expertos medico en ultrasonido. Uno de sus componentes es un robot totalmente teleoperable que permite al especialista realizar una teleecografía en tiempo real (ultrasonográfia) a los pacientes remotos. Este sistema se compone de tres partes principales:

- *La estación experta:* donde el médico experto interactúa con el sonda pseudohaptica instrumentada para controlar el posicionamiento del robot remoto y emula una sonda medica de ultrasonido que los expertos están acostumbrados a manejar, lo que provee una mejor ergonomía.
- *Los enlaces de comunicación:* OTELO se puede adaptar para operar sobre diferentes tipos de comunicación, es decir sobre enlaces satelitales, 3G inalámbricos y terrestres. En este caso se trabaja el funcionamiento del sistema bajo tecnología de conectividad móvil 3G.
- *La estación del paciente:* esta estación se compone de un sistema robótico ligero de DoF (depth of field) y su correspondiente unidad de control. Este robot manipula una sonda de ultrasonido de acuerdo a las órdenes enviadas por el médico experto. La sonda además permite la captación de imágenes ultrasónicas que son enviadas de vuelta al experto. La figura 196 muestra la funcionalidad de extremo a extremo del sistema OTELO.

Tres tipos de información crítica son transmitidas sobre el sistema OTELO: información de control robótico, imágenes ultrasónicas, y flujo de datos de ultrasonido. En este apartado solo se hablara del flujo de datos de ultrasonido, ya que este es el tipo de información que exige los mayores requerimientos para este tipo de sistemas telemedicas. El sistema robótico además tiene un mecanismo de realimentación forzado para permitir al experto mover la sonda ficticia y controlar el sujetador de la sonda en el sistema robótico remoto.

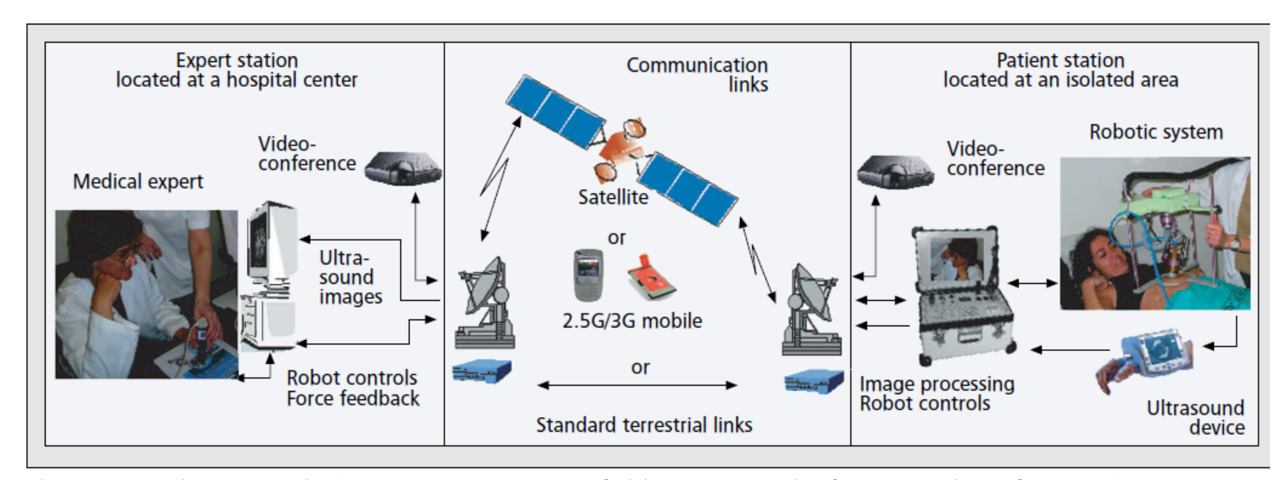


Figura 196. El sistema robótico OTELO. Diagrama de bloques general y distintos enlaces de comunicación.

Imagen tomada de Saleem Garawi, Robert S. H. Istepanian, and Mosa Ali Abu-Rgheff. 3G Wireless Communications for Mobile
Robotic Tele-Ultrasonography Systems. 2008 IEEE. Pag: 3

Las tecnologías 3G inalámbricas presentan una plataforma para diversas aplicaciones telemédicas, en general para:

- *Alta movilidad:* la tecnología 3G ofrece una razón de información de 144Kb/s para uso en salidas móviles rurales de un usuario viajando a una velocidad mayor a 120Km por hora.
- *Baja movilidad*: la tecnología 3G ofrece una razón de información de 384 Kb/s para usuarios peatones viajando a una velocidad menor a 5km por hora (y hasta 2Mb/s para dentro de algún lugar)

Estas razones de información permiten a la conectividad 3G alcanzar a cualquier persona, en cualquier lugar y transmitir cualquier tipo de información en tiempo real. La tecnología 3G puede proveer los siguientes servicios:

- *Videoconferencia:* para permitir comunicación video telefónica entre las terminales móviles.
- *Flujo de Video:* grabaciones de video e imágenes, pueden ser enviadas y transmitidas con este servicio. Por lo tanto los usuarios podrán recibir programas de televisión en tiempo real en su terminal ya sea para propósitos de entretenimiento, cultura, o de educación.
- *Navegación en internet:* el usuario puede navegar en la red directamente son las terminales móviles.
- *Compartir aplicaciones:* aplicaciones corriendo en la terminal del usuario pueden usar recursos de procesamiento en un servidor remoto.

La configuración del sistema OTELO sobre una red 3G para teleultrasonografía se muestra en la figura 197.

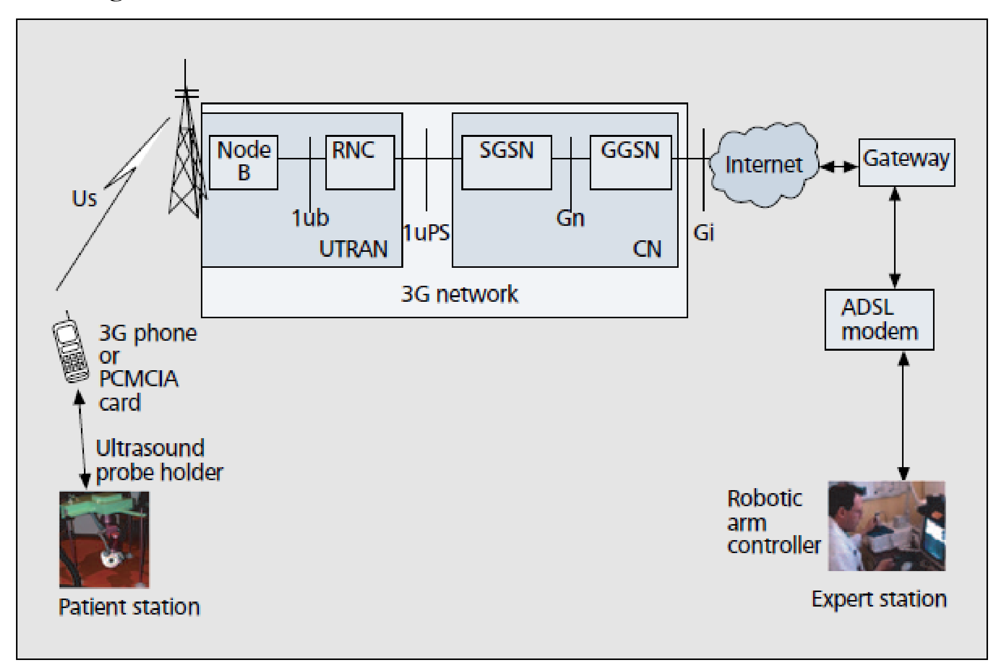


Figura 197. Conectividad del sistema robótico OTELO sobre una red 3G

Imagen tomada de Saleem Garawi, Robert S. H. Istepanian, and Mosa Ali Abu-Rgheff. 3G Wireless Communications for Mobile Robotic Tele-Ultrasonography Systems. 2008 IEEE. Pag: 3

La calidad de la información del ultrasonido recibida con este sistema fue de 5 fps(frames per second) con una medición de calidad de 35dB. Estos valores representan los límites mínimos que son clínicamente aceptables por expertos médicos. [2]

10.2.3. Análisis Cinemático inverso de antebrazo de biomecánica basada en movimiento continuo pasivo

En países desarrollados a medida que la población envejece y menos bebes nacen, emerge una preocupación por desarrollar tecnología que soporte y asista la vida, para mejorar la calidad de vida humana (QOL). Especialmente en el campo medico, no solo la racionalización del trabajo, sino también el tratamiento médico y la rehabilitación haciendo uso activo de la tecnología robótica. Uno de los ejemplos es el dispositivo CPM (movimiento continuo pasivo) que se explicara a continuación. El CPM es un tratamiento de la cirugía ortopédica que ayuda en la recuperación por medio del movimiento externo de las articulaciones después de un trauma o una operación. Comparado con los métodos tradicionales el método CPM tiene un mejor efecto en: la curación de tejido dañado, la aceleración de la regeneración del tejido, y en el aseguramiento de un rango de locomoción. Los dispositivos CPM han sido aplicados principalmente en pacientes con desordenes en las articulaciones de la rodilla. Puesto el funcionamiento de los miembros superiores es más complicado. Ya que el antebrazo humano tiene un complejo mecanismo de comunicación compuesto de radio y ulna[37], con el simple uso de un CPM de 2 DOF no es suficiente, por lo tanto, el medir solo el ángulo de flexión y extensión y el ángulo de pronosupinación del dispositivo CPM no deja claro ninguna información más allá que el macromovimiento del antebrazo.

El dispositivo CPM para el miembro superior tiene como objetivo mejorar las limitaciones rango de movimiento (ROM, range of motion) para las articulaciones del hombro y codo, después de operaciones de desordenes artríticos de la articulación escapulohumeral, la articulación del codo y demás. La figura 198 muestra el sistema desarrollado. Este dispositivo se compone de una caja de control, un brazo, un sujetador en forma de balón que permite la pronosupinación del antebrazo. La rehabilitación con dispositivos CPM existentes es precedida por la conformación del ángulo de la articulación y la velocidad del brazo, basado en el diagnostico de profesionales médicos antes de la rehabilitación. Sin embargo el dispositivo CPM no reconoce el dolor del paciente durante el tratamiento y es difícil configurar óptimamente a las condiciones del paciente. Por lo tanto, los pacientes tienden a sentir dolor alrededor de la terminal ROM. El paciente es entonces considerado parte del sistema de realimentación del dispositivo.

Este dispositivo permite movimientos complicados a diferencia de otros dispositivos. Esto sucede ya que la parte que sujeta el paciente posee una forma de balón que gira libremente, lo que promueve la pronosupinación naturalmente durante la flexión y extensión de la articulación. Durante el uso del dispositivo CPM, es necesario analizar el efecto del

[37] Hueso del codo

movimiento del antebrazo durante la flexión y extensión de la articulación del codo cuando la pronosupinación no es restringida.



Figura 198. Dispositivo CPM para el miembro superior

Imagen tomada de Kousei Nojiri, Nobutomo Matsunaga, Shigeyasu Kawaji. Inverse Kinematics Analysis of Forearm in CPM
Based on Biomechanics. IEEE 2007. Pag: 2

La pronosupinación del antebrazo se realiza dándole la trayectoria a la articulación en la rehabilitación usando el dispositivo para la articulación del codo. Se puede obtener el estado del antebrazo evaluando el ROM del antebrazo y de esta forma poder realizar la rehabilitación con el uso del tratamiento médico que posea el mejor efecto. [3]

10.2.4. Resumen de subcapítulo

Los anteriores ejemplos son muestras de dispositivos que recientemente han entrado en uso, sus características demuestran mayores prestaciones que sus predecesores por márgenes muy amplios. Todo esto resulta en un cuidado de la salud muchísimo más fácil para los especialistas y de mejor calidad para los pacientes, además de que dicho cuidado en poco tiempo (dentro de países avanzados) podrá llegar a cualquier lugar a través de la combinación de tecnologías robóticas y de comunicaciones. También está el desarrollo de nuevos sistemas robóticos para el análisis del comportamiento de diferentes partes del

cuerpo que lleve a obtener cada día dispositivos que mejoren la calidad de vida de los usuarios.

REFERENCIAS

[1] Aldo Rossi, Giulio Rosati. Rehabilitation robotics in Padua, Italy. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 12-15, Noordwijk,. The Netherlands.

[2] Saleem Garawi, Robert S. H. Istepanian, and Mosa Ali Abu-Rgheff. 3G Wireless Communications for Mobile Robotic Tele-Ultrasonography Systems. IEEE 2008.

[3] Kousei Nojiri, Nobutomo Matsunaga, Shigeyasu Kawaji. Inverse Kinematics Analysis of Forearm in CPM Based on Biomechanics. IEEE 2007.

EVALUACIONES POR CAPITULO

EVALUACION CAPITULO 1

Responda falso (F) o verdadero (V) según corresponda:

1. El corazón es denominado la estación de bombeo, con un tamaño aproximado de un puño cerrado, está ubicado en una pequeña región entre la tercera y sexta costilla de la porción central de la cavidad torácica del cuerpo. Dentro del Corazón se pueden establecer tres capas**: la externa**, compuesta por una capa fibrotica denominada pericardio. **La media**, que es el miocardio o el corazón propiamente dicho, y **la interna**, denominada endocardio.____

2. Debido a la proximidad anatómica entre los pulmones y el corazón, el lado izquierdo del último no tiene que trabajar muy duro para llevar la sangre hacia la circulación pulmonar, por lo tanto su función es el de una bomba de baja presión comparada con el lado derecho el cual hace la mayor parte de su trabajo a una alta presión, para así poder conducir la sangre a los extremos más alejados del organismo.____

3. Cada parte del corazón está dividida en dos cámaras, una pequeña cámara superior o ventrículo, que es separada por una válvula de un solo sentido de una cámara inferior de descarga, o aurícula.____

4. El sistema endocrino se encarga de las secreciones internas del cuerpo, las cuales son unas sustancias químicas denominadas hormonas, producidas en determinadas glándulas endocrinas.____

5. La membrana circular coloreada del ojo que está ubicada justo detrás de la córnea se llama retina, este regula la cantidad de luz que penetra en el ojo a través del iris, que es la abertura situada en el centro del iris que parece un diminuto círculo negro. Al igual que una cámara, que regula la cantidad de luz que le entra para evitar la sobreexposición y la subexposición, la retina aumenta o disminuye, cambiando el tamaño de la pupila para regular la cantidad de luz que penetra en el ojo.___

6. La espirometría es la manera más simple que existe para medir la función pulmonar. En esta prueba el paciente inhala, hasta la capacidad total de los pulmones (TLC) y exhala todo volumen residual forzadamente. El paciente exhala dentro de una cámara de campana que recae sobre un sello de agua. A medida que

la campana va subiendo, un lápiz acoplado a ella inscribe un trazo en un tambor que esta rotando. ___

7. En los alvéolos se realiza el intercambio de gases (O2 y CO2) entre el aire que hay en el interior de los alvéolos y la sangre que circula por los capilares sanguíneos. El intercambio de gases ocurre mediante un proceso físico llamado *difusión*, que consiste en que las moléculas se desplazan desde donde hay más concentración a donde hay menos.____

8. La motilidad gastrointestinal se rige por sistemas de control tanto miogenico, como neuronales y químicos.____

9. El intestino delgado, figura 10, es un tubo delgado y alargado de aproximadamente 6 metros de largo que se inicia en el orificio pilórico en la parte final del estomago y termina en la unión ileocecal, donde se inicia el colon. ____

10. La membrana basilar es la responsable de la respuesta en frecuencia del oído humano. Esto se debe a que la membrana basilar varía en masa y rigidez a lo largo de toda longitud, con lo que su frecuencia de resonancia no es la misma en todos los puntos.____

11. ¿Cuáles son las partes del cuerpo humano llamadas las vías respiratorias?

12. Es el principal músculo respiratorio y representa el plano de separación de la caja torácica y el abdomen:

a. Esternocleidomastoideo
b. Intercostal interno
c. Diafragma
d. Oblicuo externo

13. Es la capa protectora exterior. Este tejido duro y fibroso rodea el globo ocular y está unido a la córnea, que es la superficie transparente de la parte frontal del ojo. Lo blanco del ojo que vemos:

a. Retina
b. Capa coroides
c. Capa esclerótica
d. Globo ocular

14. ¿Qué es la inhibición lateral? Explique

15. ¿Qué es el reconocimiento de patrones? y ¿Qué función cumple dentro del sistema nervioso?

16. ¿Qué son los vasos sanguíneos y qué función cumple?

17. Fragmentos celulares pequeños, ovales y sin núcleo. Se producen en la médula ósea. Aumentan cuando se produce una hemorragia aguda, una enfermedad o en caso de patología de la sangre. Disminuyen en casos de infecciones muy graves, con una actividad excesiva en el bazo (cuya función es ayudar en la defensa contra las infecciones):

a. Plaquetas
b. Glóbulos rojos
c. Glóbulos blancos
d. Agranulocitos

18. ¿Qué es la sangre y que elementos la componen?

19. Complete adecuadamente la siguiente oración: Las vibraciones se transmiten al interior por medio de tres huesos: ____________, ___________ y ____________. Estos tres huesos forman una especie de puente, y el estribo, el último hueso donde llega el sonido, está conectado con la ventana oval, esta es una membrana que recubre la entrada a la cóclea en el _________________.

20. ¿Qué es la acústica y la Psicoacústica?

21. Complete adecuadamente la siguiente oración: Para la regulación de la secreción hormonal el cuerpo utiliza tres formas: __________________, en el cual una hormona es capaz de regular su propia secreción (Feed Back), esto es muy típico del eje hipotálamo-hipófisis. ______________________, estímulos, visuales, auditivos, gustativos, olfatorios, táctiles, dolor y emoción, también produce secreción hormonal. ____________________________, dictado por ritmos, ciclos sueño/despertar, ritmos estacionales, ritmos menstruales, etc.

Preguntas de selección múltiple.

a y b……….1

a y c 2
b y c 3
a y d..........4
c y d..........5
b y d......... 6

Pregunta	1	2	3	4	5	6
22						
23						
24						
25						

22. Son glándulas endocrinas:

a. Páncreas
b. Estomago
c. Hipotálamo
d. Glándulas sudorosas

23. Son partes del oído medio:

a. Martillo, Yunque y Estribo
b. Tímpano y membrana basilar
c. Trompa de Eustaquio
d. Órgano de Corti

24. Son elementos que conforman las vías respiratorias:

a. Laringe
b. Alveolos
c. Pulmones
d. Fosas nasales

25. Partes del sistema visual que sirven como protección para el ojo:

a. Membrana basilar
b. Parpados y pestañas
c. Glándulas lacrimales
d. Retina

26. ¿Cuáles son las funciones principales del colon?

27. ¿Cuál es la función principal de los glóbulos rojos?

28. ¿Qué son las trompas de Eustaquio y cuál es su función?

29. ¿Cómo se lleva a cabo el control en el sistema endocrino?

30. ¿Cuál es la función que cumplen las lágrimas?

EVALUACION CAPITULO 2

1. ¿En qué consiste la tecnica de electrorretinograma multifocal mfERG?

2. ¿Qué es un electrocardiograma?

3. ¿Defina Electrogastrografia?

Responda falso o verdaderos según corresponda.

4. Debido a que la respuesta del ERG es dominada por los bastones, suele ser normal en presencia de distrofias musculares. Sin embargo, dicha respuesta será anormal o plana en la retinitis pigmentosa y otras enfermedades que afectan a los bastones, de forma que se trata de un procedimiento de diagnóstico importante siempre que se sospeche una anomalía de los bastones.___

5. Comparado con otros biopotenciales, tales como el electrocardiograma, el EMG es sumamente difícil de interpretar para un observador inexperto, en parte como

resultado de la cartografía espacial de las funciones en diferentes regiones del cerebro y la colocación de los electrodos.___

6. El complejo QRS es el resultado de la polarización de los ventrículos. A su vez es el resultado de tres vectores, cuando la primera onda del complejo QRS es negativa, se denomina "onda Q", y cuando es positiva, "onda R". Las "ondas S" son todas las ondas negativas del complejo QRS que se localizan después de una onda positiva "R".___

7. De los dos componentes de la AEG (ondas lentas y picos) sólo las ondas lentas de baja frecuencia son reconocidas en el EGG. Esto se debe a la existencia de otras señales como son la respiratoria y electrocardiográfica que obligan a usar filtros ("pasa bajas") que tienden a reducir la elevada frecuencia a la cual se producen los picos.____

8. La electromiografía de fibra única consiste en el registro de la actividad bioeléctrica generada por músculo mediante el electrodo concéntrico (EC) o con electrodo monopolar (EM). ____

9. La morfología de los componentes del ECG en las distintas derivaciones depende de cómo se propaga el frente de activación que proviene del nódulo sinusal (NS).___

10. Los potenciales evocados visuales (PEV) son el resultado de cambios producidos en la actividad bioeléctrica cerebral tras una estimulación eléctrica. ___

11. ¿Cuál es la diferencia entre ECA y ERA?

12. Son los movimientos súbitos y enérgicos de tipo espasmódico, ocurren cuando la mirada cambia de un objeto a otro. Colocan nuevos objetos de interés en la fóvea y disminuyen la adaptación en la vía visual, que podría ocurrir si la mirada se fijara en un solo objeto por períodos prolongados:

a. Movimientos suaves de persecución
b. Movimientos de convergencia
c. Movimientos sacádicos
d. Ninguna de las anteriores

13. Es la principal fuente de ruido en el registro de ECG:

a. Ruido de la red eléctrica
b. Ruido de electrodo
c. Ruido electromiográfico
d. Todas las anteriores

14. ¿Cuáles son los métodos de análisis de la señal Electrogastrográfica?

15. ¿Cuáles son las características de un electroencefalograma?

16. ¿En qué consiste un latido del corazón?

17. ¿En qué consiste el electrooculograma EOG?

18. Complete adecuadamente la siguiente oración: Cualquier sistema EEG consta de _______________, ______________ (con filtros apropiados), y un ___________________.

19. Complete adecuadamente la siguiente oración: El estímulo más frecuentemente utilizado para obtener _________________, es una imagen en damero (en tablero de ajedrez), con una serie de cuadros blancos y negros, que van alternándose.

20. ¿Cuáles son los tipos de electrodos usados en Electromiografía?

21. ¿Defina y explique en qué consiste el CMRR?

22. ¿Qué es LASIK?

23. Complete adecuadamente la siguiente oración: El _________________ constituye un elemento indispensable, tan útil para el registro como la pantalla o la fotografía. A veces el oído proporciona una discriminación más fina que la visión de potenciales rápidos por el osciloscopio. Algunas características del

_________________ patológico, como las fibrilaciones o las salvas miotónicas, se perciben mejor acústicamente que por visualización directa.

24. Explique en qué consiste la electrocardiografía Holter

25. En este tipo de EMG la cánula de un electrodo de fibra única o de un electrodo concéntrico se utiliza como derivación positiva, mientras el electrodo de referencia puede ser un electrodo remoto subcutáneo o de superficie:

a. EMG de fibra única
b. Macro EMG
c. Electromiografía de electrodo concéntrico
d. mfERG

26. ¿Cuáles son los dos métodos más rápidos y fáciles de determinar la frecuencia cardiaca?

27. Explique dos posibles aplicaciones clínica de la Electrogastrografia.

28. Complete adecuadamente la siguiente oración: Una definición de ___________ común al hablar de sistemas electrónicos lo considera como aquella señal ajena a la ____________ y que es susceptible de provocar un error en nuestro _______________.

29. Complete adecuadamente la siguiente oración: El _______________ tiene como misión transformar las __________________, por efecto miofónico, en impulsos nerviosos que llegan al cerebro y le informan tanto del _____________ que mantiene el cuerpo como de la actividad sonora circundante.

30. ¿Cuáles son las características de un electroencefalograma?

EVALUACION CAPITULO 3

1. ¿De qué forma puede ser medida una señal química o una señal eléctrica?

2. ¿Cuáles son los dos componentes que desempeñan un papel importante en sistemas de instrumentación?

3. ¿Qué es la inductancia en un dispositivo electrónico?

4. ¿Es certero afirmar que los capacitores simples consisten de placas paralelas de material conductivo que está separado por una brecha llena de un material dieléctrico? Responder si o no y porque.

5. ¿Qué diferencia existe entre amplificador inversor y amplificador no inversor?

6. ¿Cuál es la función de la insulina en el cuerpo?

7. ¿Qué diferencia existe entre filtro Bessel y el filtro Butterworth?

8. ¿Cuál es el principal canal de transmisión de datos médicos?

9. Defina los términos transmisor y receptor.

10. Se define como la variación en la cantidad de carga que pasa a través de un determinado punto o zona en un período especificado de tiempo la variación en la cantidad de carga que pasa a través de un determinado punto o zona en un período especificado de tiempo a:

a. corriente eléctrica
b. carga eléctrica
c. carga positiva
d. a y b son correctas
e. ninguna de las anteriores

11. Un sistema básico de instrumentación debe incluir dispositivos de salida que permita a operadores humanos observar la señal en un formato que sea fácil de entender. Estos dispositivos pueden ser:

a. numéricos o gráficos, discretos o continuos
b. discretos o continuos
c. permanentes o temporales.
d. Todas las anteriores
e. Ninguna de las anteriores

12. Un dispositivo que genera un determinado voltaje en sus terminales, independientemente de la corriente, se llama:

a. Fuente de corriente ideal
b. fuentes dependientes de voltaje y corriente
c. fuente de voltaje ideal
d. ninguna de las anteriores.

13. Es un amplificador diferencial de ganancia muy alta que se utiliza como bloque constructivo para el diseño de una amplia gama de circuitos electrónicos, el cual se le llama:

a. Amplificador operacional.
b. Amplificador diferencial
c. Amplificador inversor y no inversor
d. Amplificador inversor.

14. El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial de tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que además ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un

entorno hostil. Para ello necesita unas características funcionales que son precisas y estables, las características que siguen los anteriores requerimientos son:

a. Una impedancia muy baja para que su ganancia se vea afectada por la impedancia de la fuente de salida.
b. Bajo nivel de los voltajes de offset del amplificador y comportamiento constante frente a variables como el tiempo y la temperatura.
c. Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, lo que significa que, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
d. A y B son correctas
e. A y B son falsas

15. La exactitud se define como la capacidad de un instrumento de medir un valor cercano al valor de la magnitud real. Por ello y debido a que las señales de biopotenciales son comúnmente pequeñas, la exactitud se convierte en uno de los parámetros más importantes que debe poseer un equipo biomédico, esto significa que:

a. Dicho instrumento debe ser capaz de proporcionar medidas lo más cercano posible del valor real de la magnitud a medir
b. Dicho instrumento mida proporcionalmente la magnitud de la señal medida
c. A y b son verdaderas
d. Ninguna de las anteriores

16. Los aspectos más importantes en cuanto a la medición de parámetros fisiológicos, es la seguridad del paciente durante el estudio. En el caso del electrocardiógrafo es un instrumento profesional que tipo de protección debe poseer:

a. protección para que el paciente se aislé de cualquier posible carga o red electrónica
b. Protección contra altos voltajes
c. Los instrumentos logran medir mediante el uso de un amplificador de aislamiento.
d. A y B son correctas
e. A y C son falsas
f. A, B y C son correctas

17. La relación señal a ruido, es la diferencia en dB entre el nivel de la señal útil, y el nivel de ruido. Por consiguiente cuando se diseña y construye cualquier equipo médico es necesario:
    a. La relación que existe debe ser baja
    b. El uso de técnicas de procedimiento
    c. La relación que existe debe ser alta
    d. A y B son correctas
    e. Ninguna de las anteriores

18. Una señal bioeléctrica, es aquella señal que es generada por ciertas partes del cuerpo, como lo son:
    a. Músculos
    b. Cerebro
    c. Estomago
    d. Todas las anteriores

Responda falso o verdadero según corresponda

19. El Voltaje representa el trabajo por unidad de carga asociada con la carga en movimiento entre dos puntos. _____

20. Potencia es la razón de energía gastada. Potencia es usualmente determinado por el producto del voltaje a través de un elemento en un circuito y la corriente que va a través de él. _____

21. Un elemento pasivo en un circuito es definido como aquel cuya potencia es siempre positiva o cero, la cual puede ser disipada como calor (resistencia) almacenada en un campo eléctrico (capacitor) o almacenada en un campo magnético (inductor).____

22. En potencia y energía es válido afirmar que un elemento activo en un circuito es aquel cuya potencia sea negativa y capaz de generar energía._____

23. Las fuentes son dispositivos de dos terminales que proporcionan energía a un circuito. Estas poseen una relación directa entre voltaje y corriente, cuando una de las dos variables es dada dentro del circuito, es posible determinar el valor de la otra sin conocer el resto del circuito.____

24. Un resistor es un elemento de circuito que limita el flujo de corriente que lo atraviesa. Son hechos de diferentes materiales y su habilidad para impedir la corriente viene dada por el valor que posea, Su valor es medido en Ohm (Ω)._____

25. Un inductor es un componente negativo de un circuito eléctrico que, debido al fenómeno de la autoinducción, almacena energía en forma de campo magnético.____

26. Es certero decir que un capacitor es un dispositivo que almacena energía en un campo magnético cuando es polarizado correctamente por un voltaje. ____

27. Un amplificador operacional, procede del campo de los computadores analógicos, gracias a su técnica operacional esta fueron encontrados en los años 60.____

28. Los amplificadores de instrumentación han sido desarrollados para ser utilizados en sistemas de instrumentación en los que las características de operación son críticas. ____

29. Complete adecuadamente la siguiente oración: Los __________________ son los más utilizados, y existen en el mercado un gran número de este tipo de sensores. Estos dispositivos presentan la ventaja de ser _________________ y de generar una señal en cortos periodos de tiempo.

30. Complete adecuadamente la siguiente oración: Si un conductor eléctrico posee regiones diferentes expuestas a diferentes temperaturas, se crea un potencial eléctrico entre dichas regiones que se relaciona directamente a las diferencias de temperatura. Este es un fenómeno conocido como _________________.

EVALUACION CAPITULO 4

1. ¿Qué aportes a dado la biomecánica a la medicina?

2. ¿Para qué son usadas las ecuaciones vectoriales del movimiento?

3. ¿En qué consiste el modelo Maxwell?

4. ¿Qué diferencia existe entre el modelo de Maxwell, el modelo Voight y el modelo de Kelvin en las propiedades viscoelasticas?

5. ¿Cuál es la similitud existe entre los tendones y ligamentos?

6. ¿Cuáles son las dos aproximaciones cuantitativas de la mecánica del musculo?

7. ¿En qué consiste el análisis de paso en la locomoción humana?

8. ¿Porque la actividad muscular se analiza a partir de los segmentos más distales?

9. ¿Qué función tiene los cuádriceps en la actividad de la rodilla?

Complete adecuadamente las siguientes oraciones:

10. Es el principal material estructural de los tejidos blandos y duros: _________________.
11. Es poroso y sus características mecánicas complejas se presentan desde el movimiento del líquido hacia dentro y fuera del tejido cuando están sujetos a la unión común, se le denomina: _____________________.

12. Ensamblan los músculos a los huesos y transmiten las fuerzas generadas por la contracción de los músculos que causan el movimiento de los miembros articulados, nos referimos a __________________________.

Preguntas de selección múltiple.

1. a y b………..1
2. a y c ………2
3. b y c ………3
4. a y d……….4
5. c y d……….5
6. b y d……… 6

Pregunta	1	2	3	4	5	6
13						
14						
15						

13. El miembro inferior se ve sometido a fuerzas de compresión porque todo el peso de cuerpo cae sobre un solo pie. Una actividad muscular bastante pronunciada se manifiesta durante esta fase:
    a. Fase de apoyo
    b. Fase de movilidad
    c. Fase de soporte
    d. Todas las anteriores

14. El contacto del talón con el suelo se ha considerado como un acontecimiento de partida del analisis de marcha y eventualmente de las cojeras. Durante este periodo, prima la necesidad de estabilidad ya que la rodilla corre el riesgo de flexionarse y la pelvis se encuentra rapidamente en posicion de inestablidad potencial, hace referencia:

a. El sujeto camina
b. el sujeto trota.
c. El sujeto salta
d. El sujeto se arrastra

15. Cuando el individuo esta en equilibrio monopodal, el peso de la unidad cabeza-brazo-tronco pasa por la vertical de este pie único, creando las solicitaciones del apoyo monopodal, es entonces cuando:

a. El tibial posterior desempeña un papel importante de sujeción y protección del pie durante la marcha.
b. Los músculos intrínsecos del pie se contraen en el momento de la carga del pie
c. Las actividades son mayores.
d. Todas las anteriores

16. ¿En qué consiste la inestabilidad del periodo de doble apoyo?

17. ¿Que son los desordenes musculoesqueléticos?

18. ¿Cuáles son las características de los biomateriales metálicos?

19. ¿Cuáles son los ejes de movimiento?

20. ¿Qué es el centro de gravedad?

Responda falso (F) o verdadero (V) según corresponda:

21. Las deducciones biomecánicas en el sistema cardiovascular se apoyan en conceptos físicos, que conllevan la interpretación fisiológica del corazón como bomba eyectiva.____

22. La biocompatibilidad es un problema poco importante con el que se debe lidiar para el diseño y desarrollo de un dispositivo, pero es usualmente considerada durante la selección de los materiales y la modificación de la superficie. ____

23. Los materiales cerámicos son definidos como el arte y la ciencia de convertir y usar artículos sólidos que tengan como su componente esencial, materiales inorgánicos no metálicos. Estos materiales son refractarios, policristalinos, compuestos, usualmente

inorgánicos, dentro de los cuales se incluyen silicatos, óxidos metálicos, carburos, y diversos hidruros refractarios, sulfuros, y selenios.____

24. La rotación es también llamado movimiento lineal, tiene lugar cuando un cuerpo mueve todas sus partes de tal manera que todas recorren el mismo espacio, en la misma dirección, en el mismo intervalo de tiempo. ____

25. La tensión de pared ventricular es un indicador de la resistencia que se opone al acortamiento de las fibras miocárdicas durante la expulsión y al estiramiento durante el llenado. ____

26. Es importante saber que los dispositivos ortopédicos no pueden ser construidos con materiales que sean cancerígenos, siendo los materiales ideales aquellos que no entreguen iones metálicos dañosos al cuerpo.____

27. El ciclo de marcha completo se define, según normas internacionales, desde un contacto de talón hasta el siguiente contacto de talón del otro pie. ____

28. Cuando el individuo esta en equilibrio monopodal, el peso de la unidad cabeza-brazo-tronco pasa por la vertical de este pie único, creando las solicitudes del apoyo monopodal. Es entonces cuando las actividades musculares son menores. ____

29. El campo de los biomateriales es interdisciplinario. El diseño exitoso de muchos biomateriales ha involucrado diversos talentos, conocimientos, y experiencia provista por médicos, científicos de materiales, ingenieros, químicos, biólogos, y físicos. Como resultado la industria es tanto joven como diversa.____

30. El implante coclear hace que los impulsos físicos del sonido sean transformados en energía eléctrica y estimule directamente las fibras del nervio coclear desde el caracol. ____

EVALUACION CAPITULO 5

1. ¿En que se basa la tecnología de resonancia magnética? Explique brevemente.

2. La siguiente afirmación "Las emisiones **gamma** por su condición de corresponder a fotones (emisiones sin carga eléctrica ni masa en la práctica) y partículas (emisiones con carga eléctrica y masa), interactúan con una mayor probabilidad con la materia, por lo que permite puedan ser detectados fuera del paciente, por medio de una Gammacámara" es:

    a. Verdadera
    b. Falsa

3. ¿Qué es un detector de centelleo? Explique brevemente su funcionamiento.

4. Explique las diferencias entre relajación longitudinal T1 y relajación transversal T2.

5. Dibuje el diagrama de bloques de un sistema básico de ultrasonido.

6. Explique el funcionamiento de un sistema básico de imagenología por resonancia magnética.

7. Son aplicaciones de imagenología por resonancia magnética:

a. Ecografía
b. Angiografía
c. Espectroscopia
d. Endoscopia

8. ¿Qué características debe poseer un radionúclido para que este pueda ser usado en medicina nuclear?

9. Mencione las ventajas de la resonancia magnética abierta.

10. La medicina nuclear comprende los siguientes campos de acción: _______________, ________________, ________________, y por ultimo _________________.

11. ¿En qué consiste la Tomografía por emisión de fotones únicos (SPECT)?

12. La absorción de rayos X por una sustancia depende de:

a. Su volumen y su densidad
b. Su Inercia y masa atómica
c. Su peso y estabilidad
d. Su densidad y masa atómica

13. Característica importante de los rayos X, que depende de su longitud de onda:

a. Fluorescencia
b. Difracción
c. Ionización
d. Relajación

14. En la interacción entre la materia y los rayos X existen tres mecanismos por los que éstos son absorbidos, todos demuestran la naturaleza cuántica de los rayos X. Dichos mecanismos son: ____________________, __________________, y por ultimo __________________.

15. Explique brevemente en qué consiste la tomografía axial computarizada TAC.

16. La siguiente afirmación "Todos los sistemas de imagenología de rayos X consisten de una fuente de rayos X, un colimador y un detector de rayos X", es:

a. Verdadera
b. Falsa

17. En qué consiste un tubo de rayos X.

18. A la habilidad de un sistema de ultrasonido de distinguir entre un objeto u otro, divididos por pequeñas distancias, se le llama:

a. Resolución de detalles
b. Resolución de línea
c. Resolución de pixeles
d. Resolución de contraste

17. ¿Cuál es el objetivo de la microscopia electrónica?

18. Las tres formas de emisión de partículas usadas en medicina nuclear son: ____________________________, ________________________, y ______________________________.

19. Mencione dos razones por las que un paciente no podría practicarse una resonancia magnética.

20. Las tres técnicas de rayos X son: ________________________, ______________________ y ________________________.

21. Mencione tres limitaciones de la microscopia electrónica.

22. Explique cómo se obtienen imágenes de ultrasonido tridimensionales.

23. Complete adecuadamente la siguiente oración: “Los materiales _______________ son los materiales que mas exhiben el efecto piezoeléctrico, por lo que son ideales para el uso en ultrasonido. Por muchos años, la ________________________________ ha sido el material para transductor estándar para uso en ultrasonido médico, debido a su alta eficiencia de conversión electromecánica y bajas perdidas intrínsecas”.

24. Explique uno de los sistemas de detección de rayos X.

25. Mencione las ventajas y desventajas de la tecnica de radiología de película de rayos X.

26. La radiación ____________________ se produce cuando un electrón causa que otro electrón de un núcleo atómico particular objetivo sea desplazado.

27. En ultrasonido el modo ___ muestra las variaciones en la intensidad del eco retornado como una gráfica simple que mide las variaciones de la amplitud / tiempo (distancia).

28. Explique el funcionamiento de una maquina de imagenología por resonancia magnética.

29. ¿Qué tipo de implantes metálicos no representan peligros en la realización de una prueba por resonancia magnética?

30. Complete adecuadamente la siguiente oración: "En él ____________________ la imagen radiográfica es transformada en una imagen luminosa cuya intensidad de brillo es mayor a la producida por una pantalla fluorescente".

EVALUACION CAPITULO 6

1. ¿Cuáles son los objetivos de la simulación quirúrgica?

2. Mencione los requerimientos que debe cumplir un simulador quirúrgico.

3. Complete adecuadamente la siguiente oración: "La ________________ de simuladores quirúrgico está constituida por aquellos que, consideran la naturaleza geométrica de la anatomía humana y además permiten la interacción física con las estructuras anatómicas".

4. La generalidad del simulador Gertiss desarrollado fue lograda gracias al desarrollo de dos módulos: él ____________________ y ______________________________.

5. El simulador quirúrgico _________________ está inspirado en los simuladores de vuelo empleados por la aviación civil para entrenar a los futuros pilotos.

6. Explique brevemente el funcionamiento del DataGlove.

7. Explique brevemente el funcionamiento del simulador quirúrgico EYESi.

8. La afirmación, "El DataSuit es un traje que cuenta con mejores sensores de movimiento que lo que usa el DataGlove, mientras que el DataGlove solo es usado como interfaz de realidad virtual, el DataSuit posee muchas aplicaciones, entre las cuales esta su uso como un dispositivo de realidad virtual", es :

a. Verdadera
b. Falsa

9. El sistema más conocido sensor/efector de realidad virtual es él:

a. DataGlove
b. DataSuit
c. Head Mounted Display (HMD)
d. Sensor Haptic

10. Complete adecuadamente la siguiente oración: La impresión de estar inmersos dentro de un ambiente virtual se ve realmente aumentada con la inclusión de ________________________en el sistema.

11. ¿De qué depende la selección de la interfaz visual y haptica en un simulador quirúrgico? Explique brevemente.

12. Explique brevemente el ciclo básico que realiza un simulador quirúrgico.

13. Explique brevemente en qué consiste cada uno de los módulos de la pregunta-

14. La siguiente afirmación, "El simulador InsightMIST es un dispositivo diseñado para lo que se denomina una laparoscopia, un método de mínima invasión que consiste en realizar unas pequeñas incisiones en la articulación del paciente e introducir por ellas unas varillas con instrumental quirúrgico y una microcámara para efectuar la intervención con ayuda de la imagen que reciba en una pantalla" es:

a. Verdadera
b. Falsa

15. Este sistema de simulación funciona básicamente como un juego:

a. Gertiss
b. InsightMIST
c. EYESi
d. Zeus

16. ¿Cuáles son las ventajas del método PAFF, sobre los sistemas más usados en la simulación quirúrgica actual?

17. ¿Cuáles son los principales problemas de la simulación quirúrgica actual?

EVALUACION CAPITULO 7

1. Defina las tres leyes de la robótica enunciadas por Asimov.

2. Los sistemas robóticos pueden dividirse en cinco subsistemas, los cuales son (explique brevemente en qué consisten):

1. ____________________:

2. ____________________:

3. ____________________:

4. ____________________:

5. ____________________:

3. Complete adecuadamente la siguiente oración: "La ________________________ se emplea cuando el volumen de producción es relativamente bajo y hay una diversidad de producción a obtener. En este caso el equipo de producción es diseñado para adaptarse a la variaciones de configuración del producto; ésta adaptación se realiza por medio de un ____________________.

4. Las tres clases más amplias de automatización industrial son: ____________________, ____________________, y ____________________________.

5. Defina el término robot.

6. La Asociación de Robots Japonesa (JIRA) ha clasificado a los robots dentro de seis clases sobre la base de **su nivel de inteligencia:**

1. ____________________________
2. ____________________________
3. ____________________________
4. ____________________________
5. ____________________________
6. ____________________________

7. Defina tres de las cinco áreas en las cuales las técnicas de cirugía convencional han llegado a un punto donde no hay más avance, pero que pueden ser aumentadas por medio del uso de robots.

8. Relacione adecuadamente:

1. Cirugía laparoscópica	a. DaVinci y Zeus
2. Cirugía ortopédica	b. AESOP
3. Cirugía mínimamente invasiva	c. Robodoc y Acrobot

9. Explique brevemente el funcionamiento de uno de los sistemas enunciados en la pregunta anterior.

10. Explique en qué consiste el mini robot Heart Lander.

11. Haga un breve resumen de los beneficios que se lograran con la implementación de un robot médico para el campo de batalla.

12. Los programas en el controlador de un robot pueden ser agrupados de acuerdo **al nivel de control** que realizan. Dichos grupos son:

1. ________________________
2. ________________________
3. ________________________

13. **La generación de un robot** se determina por el orden histórico de desarrollos en la robótica. Cinco generaciones son normalmente asignadas a los robots industriales. Las cuales son:

1. ______________________
2. ______________________
3. ______________________
4. ______________________
5. ______________________

14. Explique el procedimiento para cirugía realizado por el ROBODOC.

15. Complete adecuadamente la siguiente oración: "La FDA ha concedido al ____________________ únicamente una aprobación limitada para operaciones abdominales. Puede ser usado como camarógrafo y asistente operatorio pero todavía no como ____________________".

EVALUACION CAPITULO 8

1. Complete la siguiente oración adecuadamente: "A partir de la ______________ se originó la *Telemedicina*, definida como ____, entre profesionales de la salud, haciendo uso de las tecnologías de la información".

2. ¿Qué es el Telecuidado en casa?

3. Explique en qué se beneficia con el desarrollo de proyectos Telemédicos el área médica del diagnostico.

4. La ________________ es la aplicación de la telemedicina a la prevención diagnostico y tratamiento de las enfermedades cardiovasculares.

5. Complete la siguiente oración_ "En todo el mundo se han adelantado un sinnúmero de proyectos que apoyan diferentes áreas de la medicina, pero son tres las que realmente se destacan. Estas áreas son: ___________________, _______________________, y _________________________".

6. Un equipo básico de Teleradiología tiene tres grandes componentes: ___________________, _____________________ y ______________________.

7. Defina el concepto de emisor y receptor en telemedicina.

8. Enuncie tres de los beneficios que ofrece la aplicación de la telemedicina.

9. Para facilitar la comprensión de la información por otros profesionales, se han creado estándares internacionales para la captación, transmisión y recepción de la información biomédica, existen diferentes estándares para imágenes e información médica. Los más utilizados son:

1. ____________________
2. ____________________
3. ____________________
4. ____________________

10. Explique en qué consiste y cómo funciona la red de telemedicina OTN.

11. ¿Cuáles son los componentes principales que componen el sistema EMERLOC?

12. ¿Cuál es la importancia de la compresión de datos en la telemedicina?

13. ¿Cuáles son los objetivos de la Telecardiologia?

14. Defina el término Teleradiología y explique en qué consiste.

15. Explique en qué consiste la telecirugía. ¿Cuáles son las ventajas que se obtienen con su aplicación?

16. Cuáles son los componentes en la telecirugía. Explique brevemente en qué consiste cada uno.

EVALUACION CAPITULO 9

1. Seleccione la respuesta correcta. En este tipo de marcapasos, se colocan cables en dos cámaras del corazón. Uno le marca el ritmo a una aurícula y el otro a un ventrículo. Este método coincide más con la regulación natural del ritmo del corazón. Este tipo de marcapasos permite coordinar el funcionamiento entre las aurículas y los ventrículos.

a. Marcapasos de una sola cámara
b. Marcapasos sensibles al ritmo
c. Otros dispositivos
d. Marcapasos de dos cámaras.

2. ¿Qué es la endoscopia digestiva alta y baja?

3. Enuncie y explique brevemente tres de los conceptos fundamentales en el estudio del marcapasos.

4. Un DCI es una minicomputadora que consiste en: ________________________, ________________________ y ______________________________.

5. **Los Tipos de desfibriladores según el tipo de energía son clasificados en: ________________ y ______________________.**

6. Complete adecuadamente la siguiente oración, "La ______________________ es un sistema de administración de ______________ con depósito no inteligente, es decir que debe ser programada y utilizada con conocimiento de acuerdo con las necesidades del paciente. La bomba por sí sola no mantiene los niveles de _____________ dentro de la normalidad".

7. La siguiente afirmación, "El nódulo aurículoventricular también se denomina el "marcapasos natural" del corazón. Cuando este marcapasos natural emite un impulso eléctrico, éste estimula la contracción de las cavidades superiores del corazón (las aurículas). A continuación, la señal pasa por el nódulo sinusal (AV). El nódulo SA detiene la señal un breve instante y la envía por las fibras musculares de las cavidades inferiores (los ventrículos) estimulando su contracción", es:
    a. Verdadera
    b. Falsa

8. Explique qué es y cómo funciona el marcapasos implantable.

9. Mencione 5 variables monitoreadas con un monitor de signos vitales.

10. El marcapasos implantable es aproximadamente del tamaño de una caja de fósforos y consta de dos partes: __________________________ y__________________________.

11. En qué consiste la colonoscopia?

12. ¿Cuáles son los requerimientos de mantenimiento que debe seguir un paciente con marcapasos?

13. Enuncie tres razones por las que una persona debería usar un marcapasos.

14. Los tres tipos de imágenes que se obtienen con la ecografía son: ______________________, ______________________, y ________________________.

15. ¿Qué es un monitor de signos vitales?

16. Explique en qué consiste la desfibrilación.

17. La siguiente oración, "Dentro de los cambios que han sufrido los endoscopios se encuentra la disminución de su radio, las ópticas de observación de tipo transversal y la frontal, con ángulos de observación de 100º a 120º. Movilidad del extremo distal a 210º hacia arriba, 90º hacia abajo y 100º y 110º a derecha e izquierda respectivamente", es:

a. Verdadera
b. Falsa

18. Complete adecuadamente la siguiente oración. "La ____________________ es la arritmia más prevalente en los servicios de urgencias, siendo responsable de más del 3% de las urgencias generales y de más del 10% de los ingresos en el área médica. Además es una enfermedad grave, ya que duplica la mortalidad y posee una elevada morbilidad, está relacionada fundamentalmente con el desarrollo de __________________ y de tromboembolismo arterial".

19. Explique: ¿Qué es un ecógrafo? Y ¿Qué elementos lo componen?

20. La siguiente afirmación, "Un DAE es un dispositivo electrónico portátil que diagnostica automáticamente en un paciente las arritmias cardiacas con peligro potencial de muerte causadas por la fibrilación ventricular y la taquicardia ventricular. Permite tratar al paciente mediante la desfibrilación, que consiste en aplicar una terapia eléctrica que detiene la arritmia, permitiendo al corazón restablecer un ritmo eficaz", es:

a. Verdadera
b. Falsa

21. Los sistemas de infusión están clasificados en: ______________________, ______________________, y ___________________________.

22. Explique en que interviene la electrónica en el diseño de los sistemas de infusión.

23. Los tipos de anestesia son: ________________, ____________________, y ____________________. Explique brevemente en qué consiste cada uno.

24. ¿Cuáles son los beneficios de los sistemas ambulatorios de bombas de infusión?

25. ¿En qué consiste la vía aérea artificial?

26. ¿Cuál es la importancia de la anestesia? Y ¿Qué beneficios se obtienen con la monitorización intraoperatoria?

27. Complete adecuadamente la siguiente oración: "La __________________ es un procedimiento en el cual se sustituye temporalmente la función pulmonar normal con el uso de un ____________________, proporcionando de forma cíclica una presión suficiente en la vía aérea que sobrepase las resistencias al flujo aéreo y permita una insuflación pulmonar intermitente".

28. Mencione y explique tres equipos usados en anestesia.

29. Mencione y explique el funcionamiento de uno de los tres tipos de circuitos de anestesia.

30. ¿En que se fundamenta la ecografía?

EVALUACION CAPITULO 10

1. ¿Cuál es el papel de la tecnología en la ingeniería clínica?

2. ¿Qué es un sistema sanitario?

3. Mencione tres aspectos para los que un ingeniero clínico debe estar preparado.

4. Explique el funcionamiento del NeReBot.

5. Complete adecuadamente la siguiente oración: Una ______________ requerirá de un servicio de ______________________ cuando comprenda toda la potencialidad que ofrece la ________________ para luchar contra las enfermedades y en consecuencia la acepte como nueva especialidad aliada a la medicina sin la cual se debilitaría.

Responda falso (F) o verdadero (V) según corresponda

6. La capacitación es una función del departamento de ingeniería clínica que agrupa todas las acciones de apoyo al trabajo del Departamento de carácter general tal como: pintura, latonería, soldadura, entre otros. _____

7. El Mantenimiento Planificado del Equipo Médico es el trabajo realizado sobre el equipo según una planificación. ____

8. El Sistema clínico es el conjunto de instituciones de un país que se ocupan del estudio, prevención, control y curación de las enfermedades. ____

9. No es lo sofisticado de algunos equipos lo que justifica la presencia de profesionales de las Ciencias Técnicas en la medicina, sino la diversidad de tecnologías, su utilización, los estudios de costo-beneficio, el entrenamiento al personal médico y paramédico que actuarán como operadores, la preparación de técnicos encargados del mantenimiento y la calibración de los equipos y en particular la gestión especializada de la tecnología en el medio hospitalario. ____

10. El Ingeniero Clínico al igual que el Ingeniero Biomédico es un profesional que resuelve problemas de las ciencias de la vida aplicando los métodos propios de las ciencias exactas y la ingeniería. ____

11. La disciplina tecnológica es cualquier proceso usado para examinar y reportar las propiedades de la tecnología médica para el cuidado de la salud, así como la seguridad, eficacia, indicaciones para su uso, análisis de los costos, relación costo-beneficio, etc. ___

12. El dispositivo CPM para el miembro superior tiene como objetivo mejorar las limitaciones rango de movimiento (ROM, range of motion) para las articulaciones del cuello.

13. El uso de la robótica teleutrasonografica es usada principalmente para llevar el servicio a aquellos lugares donde no existen los equipos regulares de ultrasonido. ____

14. La responsabilidad potencial del hospital por los daños a pacientes como resultado del servicio deficiente al equipamiento, ya sea por su propio personal, o por el del vendedor, es otra razón para una cuidadosa supervisión de todo servicio al equipamiento. ____

15. Explique en qué consiste el proceso de valoración tecnológica.

16. Defina tres elementos que componen un departamento de ingeniería clínica.

17. Haga una breve descripción de cuáles son las funciones de un departamento de ingeniería clínica.

18. Describa el sistema OTELO y como está compuesto.

19. Complete adecuadamente la siguiente oración: Las tecnologías 3G inalámbricas presentan una plataforma para diversas aplicaciones telemédicas, en general para: ________________ y ___________________________.

20. Complete adecuadamente la siguiente oración: La pronosupinación del ____________ se realiza dándole la trayectoria a la articulación en la rehabilitación usando el dispositivo CPM para la articulación del _____________.

PROYECTOS DE LABORATORIO

PROYECTO DE LABORATORIO #1

ECG

Objetivo

- Diseñar y construir un amplificador de biopotenciales con las características necesarias para registrar una señal ECG.

Introducción

Al empezar con el estudio de electrofisiología es necesario evaluar el conocimiento acerca del registro de biopotenciales, por ello este laboratorio evaluará la capacidad de realizar el buen diseño y construcción del circuito que permita obtener las condiciones necesarias para un buen registro de este tipo de señales, a la electrocardiográfica (ECG) como la primera señal de biopotenciales a registrar.

Esta señal posee una amplitud típica de 0,02 y 5 mV y un rango de frecuencia de 0,05 a 100Hz) [1]. Es necesario que la señal eléctrica sea acondicionada antes de ser registrada, este condicionamiento envuelve tanto la amplificación de la señal como la remoción de cualquier posible fuente de ruido. Por tanto, el circuito deberá tener una ganancia de 1000 para que posea un valor que permita su visualización, es decir que su pico máximo este entre 4 y 5 v [2], y los filtros deberán ser: pasa-bajos de 100Hz, pasa-altos de 0,5Hz.

Es necesario garantizar durante el diseño y construcción de este amplificador las tres características principales de cualquier amplificador de biopotenciales: protección del paciente, amplificación de la señal y filtrado de la señal.

Preparación del laboratorio

1. Estudiar las características de cada una de las etapas de un amplificador ECG

2. Imprimir y consultar las hojas de especificaciones de los amplificadores AD620 e INA114. Consultar especialmente los pines de conexión y la ecuación de control de ganancia.

3. Revisar las características básicas de circuitos con AO y filtros, definir ganancia en modo común, CMRR, y ganancia diferencial.

4. Investigar acerca de los métodos para registrar ganancia modo común y rechazo a modo común.

5. Probar el filtrado que se utilizará en el circuito para corroborar que funcione correctamente.

6. Simular el diseño completo del ECG y presentar los resultados de la simulación dentro del pre-informe

Laboratorio #1. Amplificador de instrumentación

- Conecte la etapa de amplificación del AD620, como se ilustra en la figura 1. Omita por el momento el uso de la etapa de acondicionamiento: ganancia y filtrado.

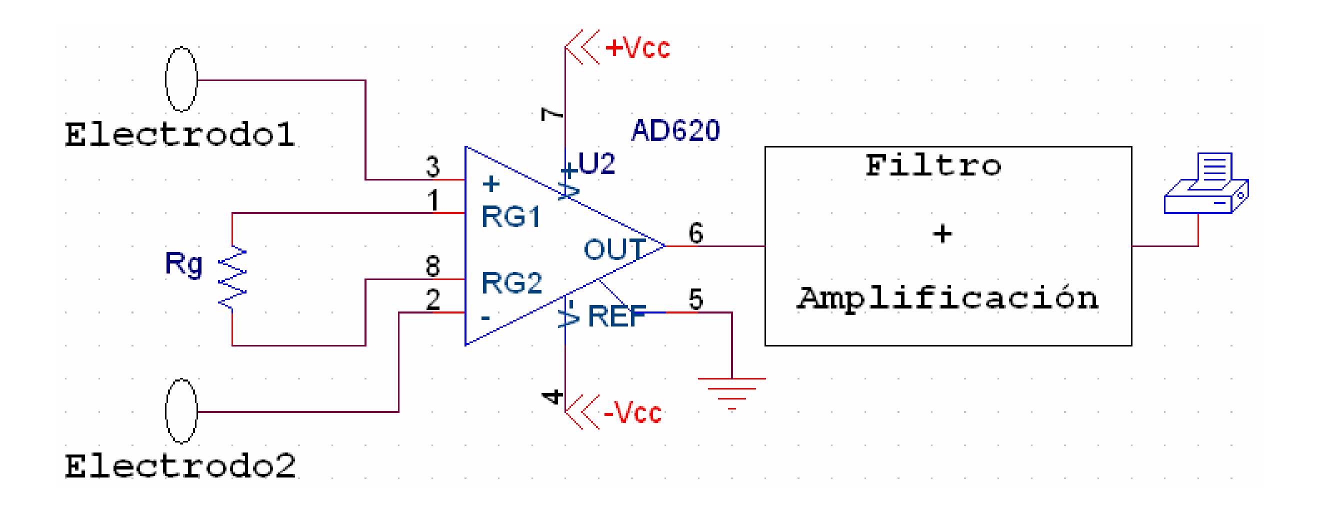


Figura 1. Diagrama de conexiones del amplificador de instrumentación

(Para conocer los valores de +Vcc y –Vcc, refiérase al datasheet del AD620 o el INA114)

- Mida la ganancia diferencial y en modo común del amplificador de instrumentación a 30 Hz, sin que los filtros estén conectados.

- Determine la razón de rechazo en modo común (CMRR) del amplificador de instrumentación.

- Calcular el valor de *RG* para que el amplificador de instrumentación posea una ganancia menor a 10.

- Seleccione un valor de resistencia para que la ganancia total del AD620 sea 100. Realice el montaje y a continuación compruebe con el osciloscopio la amplificación. Complete la siguiente tabla utilizando señales sinusoidales de 500Hz de frecuencia:

Vin	Vout (teórico)	Vout (medición)
10mV		
20mV		
50mV		
100mV		
200mV		

Laboratorio #2. Acondicionamiento de la señal

- El circuito incluirá el amplificador de instrumentación en serie con un filtro pasa-bajos y un filtro pasa-altos. Ahora, el único componente que debe observarse con el amplificador de instrumentación debe ser RG, el resistor usado para establecer la ganancia

- Dibuje un diagrama completo del circuito.

- Construya un diagrama de Bode de los filtros, Bode (dB vs. log(frec)) de la magnitud de **H(v) y H(w)**, (recuerde que dB = 20*log(|**H(v)**|),y que log aquí significa base -10 log, no logaritmo natural. Registre el eje horizontal log en Hz, no log en radianes. La razón para esto, la mayoría de ingenieros convierten en Hz, además generalmente los equipos para prueba tienden a referirse en Hz no en radianes, entonces los dibujos serán confusos si se usa radianes.

- Determine y registre las funciones de transferencia, de ambos filtros **H (v) y H(w)**.

- Use una escala apropiada de frecuencia para demostrar la respuesta de los filtros. Haga esto por medio de la conexión de varias frecuencias de entrada de magnitudes conocidas y midiendo las magnitudes de salida, lo que le permitirá calcular la ganancia.

Laboratorio #3. Implementación y prueba del amplificador

- Realice la conexión entre el AD620 y los filtros. Recuerde que la ganancia final debe ser 1000. Especificar la ganancia de cada etapa

- Cuando el amplificador de instrumentación es conectado al circuito, como luce la grafica?

- Como luce la señal ECG, posee amplitud y frecuencia típicas de la forma de onda?

- Determine las frecuencias de corte tanto bajas como altas de los diagramas de Bode. ¿Qué tan aproximado es el gráfico medido de los gráficos teóricos hechos previamente?

- ¿Son las frecuencias de corte medidas iguales a las frecuencias de corte teóricas?

- Dibuje y registre la respuesta del ECG:
  a) Sin ruido
  b) Con movimiento o actividad

Incluir en el Informe del Proyecto

1. ¿Qué modificaciones se requieren para usar el circuito el mismo diseño en la implementación de un amplificador de electromiografía EMG?

2. ¿Cuáles características de los ECG comerciales influyen en que sean más costoso que el ECG construido por usted?

3. Realice una lista de tres razones discutiendo la importancia del uso de un amplificador de instrumentación para medida de biopotenciales comparado con el uso de simples amplificadores no inversores.

4. Incluye su diseño un filtro rechaza banda para eliminar el ruido de la red eléctrica?. Describa los métodos que existen para reducir la interferencia eléctrica en experimentos biomédicos. ¿Cuáles fueron las diferentes causas de interferencia eléctrica en el registro del ECG?.

5. ¿Incluye su diseño final protección para el paciente?. Si es así, ¿cuáles cambios debió realizar en el circuito para poder implementarla?.

REFERENCIAS

[1][2]Cristian Vidal Silva, Leopoldo Pavesi Farriol. *Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas.*
http://www.scielo.cl/pdf/rfacing/v13n1/art05.pdf

PROYECTO DE LABORATORIO #2

MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA

Objetivo

- Implementar un monitor de frecuencia cardiaca en base al proyecto previo

Introducción

La frecuencia cardiaca se define como las veces que late el corazón por unidad de tiempo y es normalmente expresada en pulsaciones por minuto [1]. Su medida se realiza en unas condiciones determinadas (reposo o actividad), en reposo depende de la genética, el estado físico, el estado psicológico, las condiciones ambientales, la postura, la edad y el sexo. El monitoreo de la frecuencia cardiaca en actividad generalmente lo realizan los deportistas, estos siempre tienen pulsaciones en reposo muy por debajo de personas comunes, también se adaptan más rápidamente al esfuerzo y después de un ejercicio recuperan el estado inicial igualmente más rápido que pacientes normales. El uso de monitores permite controlar las funciones vitales de los pacientes. Se debe realizar un diseño que permita visualizar una respuesta rápida a la variación de la actividad eléctrica del corazón, asegurando obtener unos valores correctos para así poder usarlos para valoraciones que comparen los resultados con aquellos datos ya establecidos de parámetros normales.

Preparación del laboratorio

- Referirse al libro texto para la optativa introducción a la ingeniería biomédica, capitulo 2 Electrofisiología, en el subcapítulo Electrocardiografía, y comprender los dos métodos para la obtención de la frecuencia cardiaca.

- Investigar qué métodos tanto de diseño físico como por software existen para la obtención de la frecuencia cardiaca.

Laboratorio #1. Elección del método

- Identificar la señal de salida del ECG, verificar los valores de amplitud del complejo QRS, los cuales deben estar entre 4 y 5 V.

- Que método usara su diseño?

- Implemente un comparador a la salida del circuito ECG para detectar los picos del QRS. Conecte esta salida a un led conectado a tierra. Verifique que efectivamente está asociado con el ritmo cardiaco del usuario. Realice en base a los resultados un cálculo de la frecuencia cardiaca. Comente sobre los resultados.

Laboratorio #2. Implementación del diseño

- ¿Su diseño usa hardware o software?

- Implemente su diseño a la salida del ECG. Son correctos los valores obtenidos?. ¿Qué variación existe con los resultados obtenidos a la medición con respecto al método del comparador?

- Realice alguna actividad física que aumente su ritmo cardiaco. ¿El sistema responde correctamente a esta variación?

Incluir en el Informe del Proyecto

1. Diseño utilizado. Tanto si fue por hardware o software. Además de graficas que registren el correcto funcionamiento del sistema.

2. Explique los beneficios y desventajas tanto del método utilizado para la determinación de la frecuencia cardiaca (libro texto), como de su diseño.

3. Que otras formas existen para la determinación de la frecuencia cardiaca que no involucren la construcción de un sistema ECG para su uso.

4. Podría mencionar alguna mejora para su diseño. En el caso de que su diseño no haya funcionado explicar las razones del porque.

REFERENCIAS

[1]www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf

PROYECTO DE LABORATORIO #3

EMG

Objetivo

- Diseñar y construir un amplificador de biopotenciales con las características necesarias para registrar una señal EMG.

Introducción

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación. Conociendo dicha señal se puede determinar algunas características del estado del músculo. En un músculo normal en estado de reposo no se registra ninguna actividad eléctrica, ya que esta se obtiene solo cuando existe movimiento. [1] Como la amplitud de la señal electromiográfica es menor a la electrocardiográfica entonces para este circuito se debe obtener una ganancia mayor a 2500, y los filtros deberán ser: pasa-bajos de 500Hz, pasa-altos de 20Hz.

Se debe mantener durante el diseño y construcción de nuestro amplificador tres importantes y básicas funciones de cualquier amplificador de biopotenciales: protección del paciente, amplificación de la señal y filtrado de la señal.

Preparación del laboratorio

1. Estudiar las características de cada una de las etapas de un amplificador EMG

2. Imprimir y consultar las hojas de especificaciones de los amplificadores AD620 e INA114. Consultar especialmente los pines de conexión y la ecuación de control de ganancia.

3. Probar el filtrado que se utilizará en el circuito para corroborar que funcione correctamente.

4. Simular el diseño completo del EMG y presentar los resultados de la simulación dentro del pre-informe

5. Traer un peso de 5 libras para pruebas dentro del laboratorio. Y algún objeto de mayor peso.

Laboratorio #1. Amplificador de instrumentación

- Verificar el correcto funcionamiento del amplificador de instrumentación, de acuerdo al procedimiento expuesto en el diseño del ECG.

Laboratorio #2. Acondicionamiento de la señal

- En este laboratorio los únicos cambios son los valores de filtrado. Ahora, el único componente que debe observarse con el amplificador de instrumentación debe ser RG, el resistor usado para establecer la ganancia

- Dibuje un diagrama completo del circuito.

- Construya un diagrama de Bode de los filtros, Bode (dB vs. log(frec)) de la magnitud de **H(v) y H(w)**, (recuerde que dB = 20*log(|**H(v)**|),y que log aquí significa base -10 log, no logaritmo natural. Registre el eje horizontal log en Hz, no log en radianes. La razón para esto, la mayoría de ingenieros convierten en Hz, además generalmente los equipos para prueba tienden a referirse en Hz no en radianes, entonces los dibujos serán confusos si se usa radianes.

- Determine y registre las funciones de transferencia, de ambos filtros **H (v) y H(w)**.

- Use una escala apropiada de frecuencia para demostrar la respuesta de los filtros. Haga esto por medio de la conexión de varias frecuencias de entrada de magnitudes conocidas y midiendo las magnitudes de salida, lo que le permitirá calcular la ganancia.

Laboratorio #3. Implementación y prueba del amplificador

- Realice la conexión entre el AD620 o INA114 y los filtros.

- Cuando el amplificador de instrumentación es conectado al circuito, como luce la grafica?

- **Contracciones isométricas: Conecte los electrodos en el musculo bíceps,** mantener el brazo a un ángulo de 90° sin peso. ¿Cómo se muestra la señal?. Ahora flexione el musculo hasta un ángulo de 45°, registre de igual manera la grafica obtenida. Realice el mismo procedimiento ahora con el peso de 5lbs, ¿Cómo se modifican los registros al pasar de 0lbrs a 5llbrs? y ¿Por qué ocurre esto?

- **Contracciones isotónicas: Coloque el brazo en un ángulo de 90°.** Observe los registros del bíceps durante la posición inicial (180°), la flexión y extensión del brazo. Anote sus observaciones. Explique: ¿A qué se deben las diferencias encontradas en los registros del bíceps durante la flexión y extensión?

- **Fatiga isométrica:** Sostenga algún objeto de más de 5lbs y mantenga el codo en el aire a un ángulo de 90°, durante el mayor tiempo que el sistema de visualización le permita. Máximo 2-3 minutos. ¿Qué sucede con la señal electromiográfica? Registre los resultados. Consiga que el sujeto flexione el musculo de nuevo a 45°. Mantener la misma fuerza durante 30 segundos. ¿Qué sucede con la señal electromiográfica? Registre los resultados. Indique: ¿Qué observó en el registro del bíceps durante el tiempo que el sujeto mantuvo la contracción isométrica?

Incluir en el Informe del Proyecto

1. Explique detalladamente para que son usadas las mediciones electromiográficas.

2. Describa las características de la señal electromiográfica.

3. Implementa su sistema realimentación?. En que mejora el resultado final la implementación de esta realimentación.

4. Como realizo la amplificación total de su sistema. Describir cada etapa y el porqué de su decisión.

5. Incluye su diseño un filtro rechaza banda para eliminar el ruido de la red eléctrica?. Describa los métodos que existen para reducir la interferencia eléctrica en experimentos biomédicos. ¿Cuáles fueron las diferentes causas de interferencia eléctrica en el registro EMG?.

6. Que recomendaciones puede realizar para obtener un registro correcto de la señal electromiográfica?.

REFERENCIAS

[1]Henneberg, K. "Principles of Electromyography."
The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

Ennartz RC. (1999). Electrophysiology of the undergraduate neuroscience student: a laboratory exercise in human electromyography. *Advances in Physiology Education.* Vol.22(1); S42- S50.